

Aus der
Orthopädischen Klinik und Poliklinik Großhadern
der Ludwig-Maximilians-Universität zu München
Direktor: Prof. Dr. med. Dipl.-Ing. Volkmar Jansson

Experimentelle Untersuchung der biomechanischen
Primärstabilität von knotenfreien Fadenankersystemen
zur Versorgung der Rotatorenmanschettenruptur unter
Berücksichtigung der trabekulären Knochendichte des
Tuberculum majus

Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von
Mehmet Fatih Güleçyüz
aus Istanbul
2011

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. med. Peter E. Müller

Mitberichterstatter: Prof. Dr. med. Rüdiger Baumeister
Prof. Dr. med. Stefan Milz

Mitbetreuung durch den
promovierten Mitarbeiter: Priv. Doz. Dr. med. Matthias F. Pietschmann

Dekan: Prof. Dr. med. Dr. h.c. M. Reiser, FACR, FRCR

Tag der mündlichen Prüfung: 13.01.2011

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung und Zielsetzung	3
1.1 Allgemeines zu knotenfreien Fadenankern	3
1.2. Die Rotatorenmanschettenruptur	5
1.2.1. Anatomie und Biomechanik	5
1.2.2. Ätiologie, Prävalenz und Pathogenese von RM-Rupturen	9
1.2.3. Klassifikation der Rotatorenmanschettenrupturen	11
1.2.4. Anamnese	14
1.2.5. Diagnostik	15
1.2.6 Therapie der Rotatorenmanschettenruptur	24
1.3 Zielsetzung	29
2. Material und Methoden	31
2.1. Die Präparate	31
2.2. Die Knochendichtemessung	32
2.3. Die knotenfreien Fadenankersysteme	34
2.4. Implantation der knotenfreien Fadenankersysteme	40
2.5. Die biomechanische Testung	41
2.6. Statistik	44
3. Ergebnisse	45
3.1. Die Knochen- und Strahlendichtemessung	45
3.2. Die maximale Ausreisskraft (F_{max})	48
3.3. Einfluss des Mineralsalzgehalts auf die maximale Ausreisskraft	49
3.4. Korrelation der maximalen Ausreisskraft zur Knochendichte	52
3.5. Initiales Displacement beim ersten Anzug mit 75 N	55
3.6. Korrelation des initialen Displacements zur Knochendichte	56
3.7. Die Versagensmechanismen	62
4. Diskussion	64
4.1. Allgemeines	64
4.2. Einfluss der Knochendichte und der Implantationsstelle auf die Primärstabilität	66
4.3. System Displacement	69
4.4. Einfluss des Designs auf die maximale Ausreisskraft und System Displacement	70
4.5. Einfluss des Ankerimplantationswinkels	72

4.6. Einfluss des Ankermaterials	73
4.7. Einfluss des Fadenmaterials	75
4.8. Einfluss der Fadendehnung	77
4.9. Zukunft der knotenfreien Fadenankersysteme	79
5. Zusammenfassung	82
6. Literaturverzeichnis.....	83
7. Abkürzungsverzeichnis	92
8. Anhang	95
9. Danksagung	99

1. Einleitung und Zielsetzung

1.1 Allgemeines zu knotenfreien Fadenankern

In den letzten zwei Jahrzehnten hat sich die arthroskopische Rotatorenmanschettenversorgung als etabliertes chirurgisches Verfahren durchgesetzt und löst zunehmend traditionelle Verfahren wie z.B. die „offene“ oder „mini-open“ Techniken, abhängig von der Indikationsstellung, ab [40-41, 66, 73, 117, 131-132]. Der arthroskopische Trend wird aufgrund der Tatsache verstärkt, dass die Rotatorenmanschettenversorgung mit Fadenankern genauso effizient ist wie die etablierten Techniken [31, 43, 95, 101]. Goble et al patentierten 1985 den ersten Fadenanker zur Versorgung von Weichteilen [43]. Die darauffolgenden Generationen von Fadenankern zeigten deutliche Fortschritte hinsichtlich der Primärstabilität und des Ankerdesigns [4, 6-8, 84].

Im Jahr 1999 führte Mitek (Mitek, Norwood, MA) den ersten knotenfreien Fadenanker zur Versorgung von Weichteilgewebe ein, welcher primär für die offene oder arthroskopische Versorgung von Bankart-Läsionen indiziert gewesen ist [2, 67, 119, 133]. Diese innovative Technologie führte zur Entwicklung von knotenfreien Fadenankern zur Primärversorgung von Rotatorenmanschettenrupturen (RMR), welche eine Vielzahl von Vorteilen wie z.B. die Vereinfachung der intra-operativen Handhabung durch die Eliminierung des arthroskopischen Knotensetzens, Reduktion des OP-Traumas und damit eine Reduktion der Morbidität bietet [31, 40, 42].

Das klinische Ergebnis der arthroskopischen Rotatorenmanschettenversorgung mit Fadenankern ist von vielen Faktoren abhängig. Unter anderem spielen der Winkel der Ankerimplantation, die Knochendichte des Humerus und das Ankerdesign eine wichtige Rolle für die biomechanischen Eigenschaften der Anker, welche durch die maximale Ausreisskraft und das „system displacement“ (die irreversible Dehnung des Faden-Ankersystems nach dem ersten Zug an der Rotatorenmanschette) definiert sind [20, 22, 33, 78, 83, 104, 120-121]. Während der arthroskopischen Rotatorenmanschettenversorgung ist es nach Einbringen von manchen knotenfreien Ankersystemen nicht möglich, durch Zug an den Fäden die Stabilität des Ankersitzes

zu überprüfen wie bei herkömmlichen Ankersystemen. Pietschmann et al beschrieben dies erstmalig für den Bioknotless RC (DePuy Mitek, Raynham, MA), einen knotenfreien press-fit Anker, der ein sehr großes System Displacement nach dem ersten Zug speziell im osteopenen Knochen aufweist und dadurch ein extrem erhöhtes Versagensrisiko in sich birgt [93]. Brown et al eliminierten während Ihrer Testung des Bioknotless RC das „vorzeitige Versagen“ durch einen Zug an der freien Fadenschleife des Ankersystems nach dem Einsetzen [20]. So erhielten sie mit 1.89mm nach dem Vorspannen bzw. „pre-tensioning“ des Ankers ein vergleichsweise geringes Displacement. Ohne dieses Vorspannen betrug das Displacement 4.02mm. Unter operativen arthroskopischen Bedingungen ist es nicht möglich, ein Vorspannen des Bioknotless RC durchzuführen, weshalb die von Brown et al präsentierten Ergebnisse mit Zurückhaltung hinsichtlich der klinischen Bedeutung zu betrachten sind.

1.2. Die Rotatorenmanschettenruptur

1.2.1. Anatomie und Biomechanik

Das Glenohumeralgelenk (Articulatio glenohumeralis) ist das beweglichste Kugelgelenk im menschlichen Körper. Der große Humeruskopf (Caput humeri) artikuliert mit der kleinen, längsovalförmigen Gelenkpfanne (Cavitas glenoidalis) im Verhältnis von 4:1 bzw. mit einer Gelenkfläche von ca. $24\text{cm}^2 : 6\text{cm}^2$ [59]. Die aus Faserknorpel bestehende, ca. 4mm breite Gelenkklippe (Labrum glenoidale) liegt zirkumferenziell um den Rand der Gelenkpfanne und vergrößert die Kontaktfläche und die Konkavität [59]. Die Reduktion der Formschlüssigkeit des Glenohumeralgelenks ermöglicht die hohe Beweglichkeit, die durch den muskulären Kraftschluss der stabilisierenden und führenden Rotatorenmanschette (RM) ermöglicht wird. Der Bandapparat im Glenohumeralgelenk, bestehend aus Ligg. coracohumerale, coracoglenoidale et glenohumeralia, ist nur schwach ausgebildet und spielt eine untergeordnete stabilisierende Rolle.

Als Rotatorenmanschette wird der M. infraspinatus, M. teres minor, M. subscapularis, M. supraspinatus und der gemeinsame Ansatz dieser Sehnen am Tuberculum majus et minus des Humerus bezeichnet. Diese vier Sehnen der RM-Muskulatur konvergieren unter dem Schulterdach, dem Fornix humeri, zu einer gemeinsamen Sehnenplatte, die den proximalen Humerus kappenförmig umschließt (**Abb. 01**). Die artikularseitigen Anteile der gemeinsamen RM-Sehnenplatte sind mit der Capsula articularis humeri verwachsen, erhöhen somit die Vorspannung und stabilisieren diese zusätzlich [44]. Proximal gewährleistet die Bursa subacromialis das Gleiten der Rotatorenmanschette unter dem Fornix humeri.

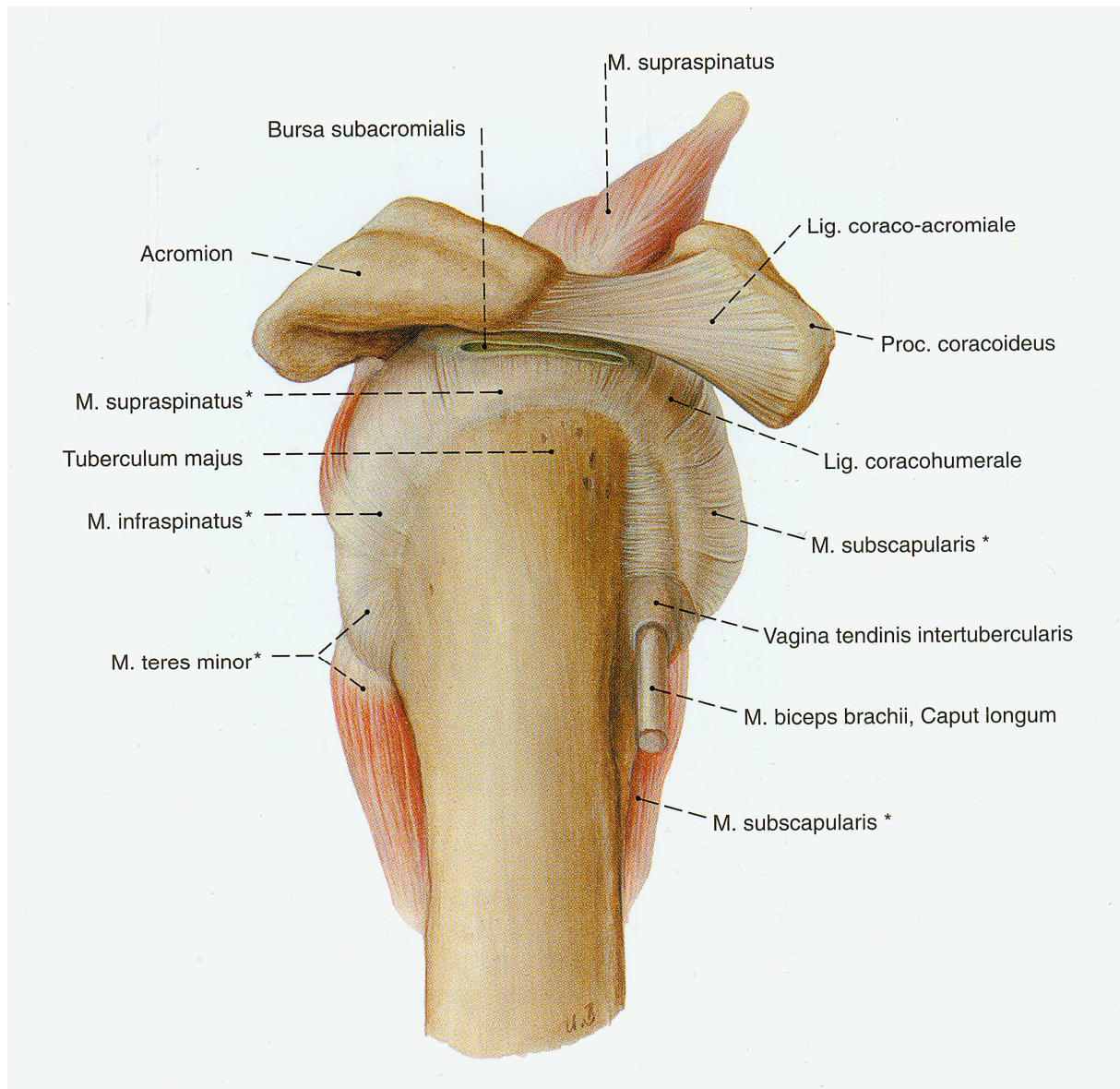


Abb. 01: Rotatorenmanschette von lateral [98].

Die Primärfunktion der Rotatorenmanschette ist die Zentrierung des Humeruskopfes im Glenoid durch die Erzeugung von direkten Kompressionskräften. Bei einer Dezentrierung wird die Zugspannung an die jeweiligen RM-Sehnen Abschnitte durch Erzeugung von indirekten Kompressionskräften verteilt [44].

In der coronaren Ebene wirken die unteren Anteile der RM als Schulterdepressoren gegen das Drehmoment des M. deltoideus, vor allem am Anfang der Abduktionsbewegung aus der Null-Grad-Position heraus, wo der Humeruskopf nach proximal gezogen wird (Abb. 02) [39, 44, 73].

In der Transversalebene ist die Balance zwischen der M. subscapularis und M. Infraspinatus et teres minor für die anteriore-posteriore Stabilität verantwortlich (**Abb. 02**) [39, 73]. Die einzelnen Muskeln der Rotatorenmanschette sind für die Rotations-, Abduktions- und Adduktionsbewegungen verantwortlich (**Tab. 01**). Nur durch das gemeinsame komplexe Zusammenspiel der knöchernen, ligamentären und der muskulären Strukturen ist es für das Schultergelenk möglich diese außergewöhnliche Dynamik und Stabilität zu gewährleisten.

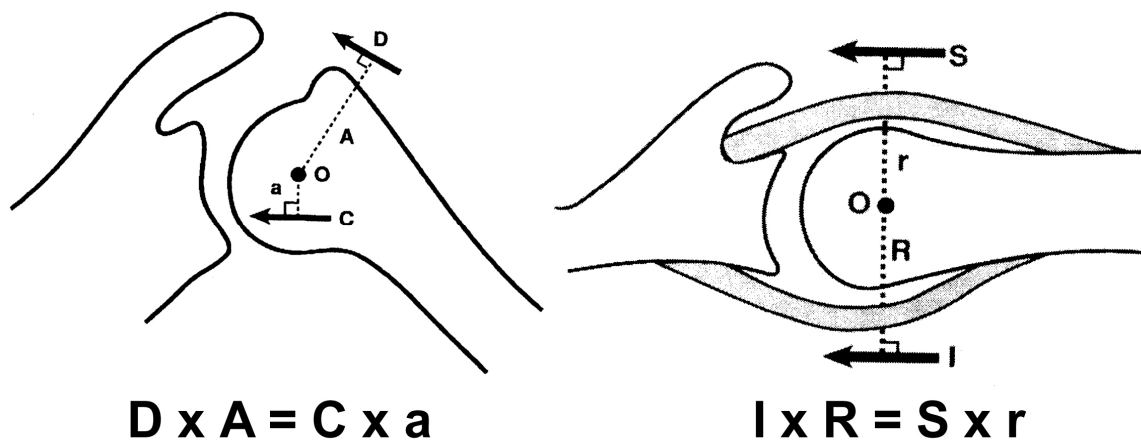


Abb. 02: Modifiziert nach Lo und Burkhart [73]. D: Drehmoment des M. deltoideus, C: Kraft der inferioren RM, O: Drehzentrum, S: Kraft des M. subscapularis, R: Kraft des M. infraspinatus et teres minor.

Name <i>Innervation</i>	Ursprung	Ansatz	Funktion
M. supraspinatus <i>N. suprascapularis</i> aus dem <i>Plexus brachialis</i> , <i>Pars supraclavicularis</i>	Fossa supraspinata	Proximale Facette des Tuberculum majus (sehnig)	Abduktion in der Skapularebene, Außenrotation
M. teres minor <i>N. axillaris</i>	Kaudaler Abschnitt der Fossa infraspinata und Margo lateralis, mittleres Drittel	Distale Facette des Tuberculum majus (sehnig)	Außenrotation, Adduktion in der Skapularebene
M. subscapularis <i>Nn. subscapulares</i> aus dem <i>Plexus brachialis</i> , <i>Pars infraclavicularis</i>	Facies costalis, Fossa subscapularis	Tuberculum minus und angrenzender Teil der Crista tuberculi minoris (kurz- und breitsehnig). Unter dem Ansatz die Bursa subtendinea musculi subscapularis	Innenrotation, Abduktion in der Skapularebene (kranialer Teil), Adduktion in der Skapularebene (kaudaler Teil)
M. infraspinatus <i>N. suprascapularis</i>	Kaudaler Rand der Spina scapulae, Fossa infraspinata	Mittlere Facette des Tuberculum majus (sehnig)	Außenrotation, Abduktion in der Skapularebene (kranialer Teil), Adduktion in der Skapularebene (kaudaler Teil)

Tab. 01: Rotatorenmanschettenmuskeln, deren Innervation, Ursprung, Ansatz und Funktion [98].

Arteriell werden die M. infraspinatus et teres minor durch die A. circumflexa humeri posterior und A. suprascapularis versorgt, der M. subscapularis durch die A. circumflexa humeri anterior. Die A. circumflexa humeri anterior, Anteile des A. thoracoacromialis und A. circumflexa humeri superior versorgen die anterosuperioren Anteile der RM zusammen mit der Capsula articularis humeri und den M. biceps longus. Der M. supraspinatus wird durch einen A. thoracoacromialis Ast versorgt [57]. Als „kritische Zone“ wird der Bereich ca. 10mm lateral der Insertionsstelle der RM, insbesondere der M. supraspinatus Sehne, bezeichnet. In dieser Zone der Hypovaskularisierung, anastomosieren die Gefäße der Tubercula mit denen der Sehnen und sind laut Codman anfälliger für Läsionen [29]. Rathbun und Macnab postulierten, dass eine bewegungsabhängige, temporäre Hypovaskularisierung ausschlaggebend für die Häufigkeit der degenerativen Veränderungen in dieser Zone verantwortlich ist [99].

1.2.2. Ätiologie, Prävalenz und Pathogenese von RM-Rupturen

Rotatorenmanschettenrupturen werden hinsichtlich ihrer Ätiologie eingeteilt in akut traumatische oder chronisch degenerative Rupturen - denen eine multifaktorielle Pathogenese zugrunde liegt. Der Hauptanteil der RM-Rupturen mit ca. 95% ist degenerativ bedingt und nimmt mit fortschreitendem Alter zu. Akut traumatische Rupturen hingegen sind deutlich seltener (5-8% der Rupturen) und betreffen hauptsächlich junge, aktive Menschen unter 40 Jahren. Abhängig vom Unfallmechanismus kann ein Trauma direkt eine RM-Ruptur verursachen (adäquates Trauma) oder eine vorbestehende, degenerative Läsion zum rupturieren begünstigt werden (nicht-adäquates Trauma) [75]:

Adäquates Trauma

- Passiv forcierte Außen- oder Innenrotation bei anliegendem oder abgespreiztem Arm (z.B. Treppensturz und Festhalten am Geländer oder Arm gerät in Maschine)
- Passive Traktion nach kaudal, ventral oder medial (Sturz nach vorne mit noch fest gehaltener Hand)
- Axiale Stauchung nach kranioventral oder ventromedial (Sturz auf hinten extendierten Arm)

Nicht-adäquates Trauma

- Stauchung nach kraniodorsal oder medial (Sturz auf gestreckten Arm – seitlich/vorne)
- Direktes Anpralltrauma
- Aktive Kraftanstrengungen

Die Angaben zur Prävalenz der RM-Rupturen sind ungenau und werden zwischen 5-39% angegeben [106]. Milgrom et al und Tempelhof et al zeigen in sonographischen Untersuchungen der RM, dass die Prävalenz der RM-Rupturen mit zunehmendem Alter ansteigt und nicht unbedingt mit klinischen Beschwerden einhergeht [85, 118]. Milgrom et al stellten fest, dass bei Patienten unter der 50 Lebensjahr-Grenze die Prävalenz der kompletten RM-Rupturen 5% beträgt und dass ab der 5. Lebensdekade 11% der Patienten an kompletten RM-Rupturen erkranken, bzw. ab

der 7. Lebensdekade 50% und ab der 8. Lebensdekade fast 80% [85]. Das durchschnittliche Alter der operationsbedürftigen RM-Läsionen beträgt nach Walch 56 Jahre [126]. Klinisch ist der dominante Arm häufiger betroffen und Männer häufiger als Frauen. Die Supraspinatussehne (SSP) ist die am häufigsten rupturierte Sehne der Rotatorenmanschette, gefolgt von der Infrapinatus- (ISP) und Subscapularissehne (SSC) (**Tab. 02**) [52]:

Verteilung der RM-Rupturen	
SSC isoliert	1,90%
SSP isoliert	54,60%
ISP isoliert	1,60%
SSC kumulativ	10,10%
SSP kumulativ	95,80%
ISP kumulativ	39,30%

Tab. 02: Verteilung der RM-Rupturen [52].

Neben der Hypovaskularisierungstheorie von Codman und Rathbun und Macnab, existieren eine Vielzahl von Faktoren, die degenerative RM-Rupturen begünstigen [29, 99].

Im „Supraspinatus Outlet“ Raum, begrenzt durch die ventro-caudalen Anteile des Acromions, Lig. coracoacromiale, dem Acromioclavicular-Gelenk und dem Humeruskopf läuft die Sehne des M. supraspinatus. Neer stellte fest, dass eine anatomische Enge in diesem Raum zu Läsionen der Rotatorenmanschette durch Weichteileinklemmung, sog. „Impingement“ führt [87-88].

Bigliani et al beschrieben, dass die anatomische Beschaffenheit des Acromions und die damit assoziierte Enge des Subacromialraums einen Einfluss auf die Inzidenz von RM-Rupturen besitzt (**Abb. 03**) [13-14, 123]:

- **Typ I Acromion:** flach (17,1%) – 3,0% RM-Rupturen
- **Typ II Acromion:** gekrümmt (42,9%) – 24,2% RM-Rupturen
- **Typ III Acromion:** hakenförmig (39,9%) – 69,8% RM-Rupturen

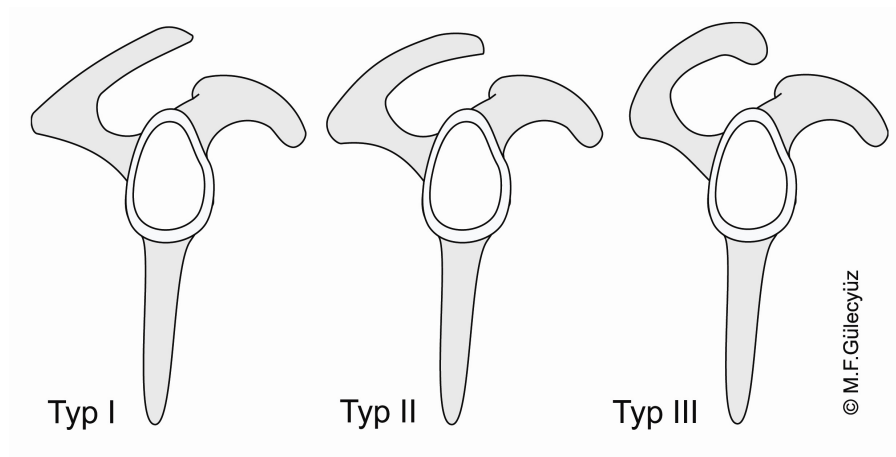


Abb. 03: Acromion-Formen nach Bigliani [13-14].

Schultergelenksluxationen und die daraus resultierende Kapsel-Band Laxität kann ebenfalls die Entstehung von RM-Rupturen begünstigen. Bei Patienten jenseits des 40. Lebensjahres gehen Schultergelenksluxationen in 40-70% der Fälle mit einer RM-Ruptur einher und können übersehen werden [49].

Uthoff et al fassten verschiedenen ätiologischen Merkmale zusammen und unterschieden zwischen intrinsischen und extrinsischen Faktoren bei der Pathogenese der Rotatorenmanschettenläsion. Als intrinsische Faktoren werden nach Uthoff et al primär degenerative Erkrankungen der RM-Sehne angesehen, die z.B. durch Hypovaskularisierung, Tendinitiden unterschiedlicher Genese, oder durch reaktive Erkrankungen wie der Tendinosis calcarea ausgelöst werden. Neben traumatischen Ereignissen zählen zu den extrinsischen Faktoren kongenitale und erworbene knöcherne-, ligamentäre- und Weichteilveränderungen wie z.B. AC-Gelenksarthrose, Capsulitis oder die Bursitis subacromialis [123-124].

1.2.3. Klassifikation der Rotatorenmanschettenrupturen

Abhängig vom Ausmaß der RM-Läsion, dessen Lokalisation und Form ist dementsprechend auch die Therapie bzw. operative Versorgung. Im Allgemeinen werden RM-Läsionen in Komplette- und Partialrupturen eingeteilt.

Partialrupturen werden nach Ellman abhängig von der Lokalisation und Rupturgröße eingeteilt [36-37, 50]. Die interstitielle- bzw. intratendinöse Ruptur ist eine Ruptur

innerhalb der RM-Sehne ohne Anzeichen einer Kontinuitätsunterbrechung articular- oder bursaseitig und stellt eine Sonderform dar:

- **Grad I:** Partialruptur mit einer Tiefe von < 3mm. Eindeutige Unterbrechung der tendinösen Fasern.
- **Grad II:** 3-6mm tiefe Läsionen. Unterbrechung der Sehnendicke bis 50%.
- **Grad III:** > 6mm tiefe Läsionen. Unterbrechung der Sehnendicke über 50%. Kontinuität gefährdet.

Lokalisation: A) artikulärseitig, B) bursaseitig, C) interstitiell

Als komplette Rupturen werden vollständige Kontinuitätsunterbrechungen von bis zu zwei RM-Sehnen mit pathologischem Kontakt des Subacromialraumes mit dem Glenohumeralgelenk und als Massenrupturen Rupturen von mehr als 2 Sehnen mit einer Risslänge von > 5cm bezeichnet [128]. Die Prävalenz der kompletten RM-Rupturen steigt mit zunehmendem Alter [85, 118]. Bateman untersuchte die Defektbreite der kompletten Rupturen am humeralseitigen Insertionspunkt der Sehnen und teilte diese in vier Schweregrade [9, 50]:

- **Grad I (klein):** < 1 cm Risslänge nach Debridement der avaskulären Enden
- **Grad II (mittel):** 1-3 cm Risslänge nach Debridement der avaskulären Enden
- **Grad III (groß):** 3-5 cm Risslänge
- **Grad IV (massiv):** > 5cm Risslänge und Beteiligung von min. 2 Sehnen

Habermeyer et al teilten komplette RM-Rupturen topographisch in der sagittal Ebene in drei verschiedene Zonen ein (**Abb. 04**) [48, 50]:

- **Zone A:** Anteriore Läsionen mit der M. subscapularis Sehne, das Rotatoren-Intervall und Caput longum der Bizepssehne.
- **Zone B:** Zentrokraniale Läsionen mit der M. supraspinatus Sehne
- **Zone C:** Dorsale Läsionen mit den M. infraspinatus und M. teres minor Sehnen

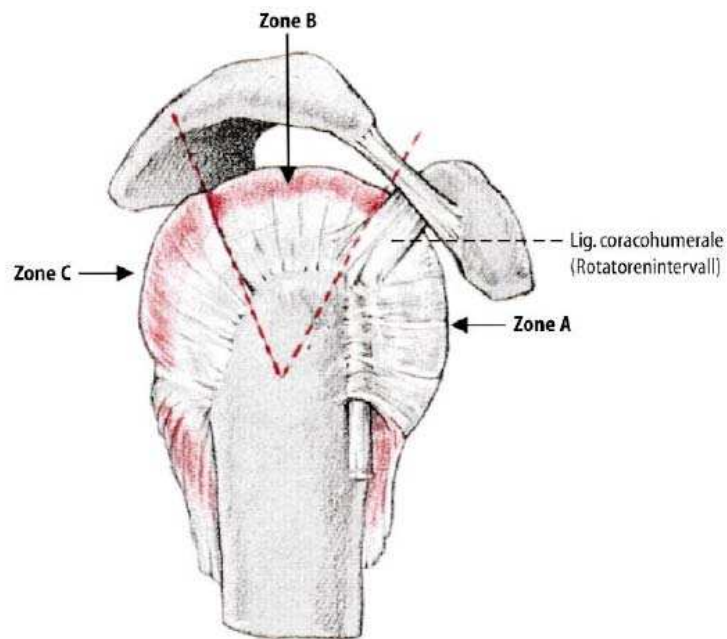


Abb. 04: Einteilung der RM nach Habermeyer in drei Zonen [48, 50].

Abhängig von der Korrelation der Rupturform und der operativen Versorgung konnten Lo und Burkhart diese in vier Formen klassifizieren, und zwar gering retrahierte halbmondförmige- („crescent-shape“), u-förmige, I-förmige und massiv retrahierte – immobilisierbare Rupturen (**Abb. 05**) [73].

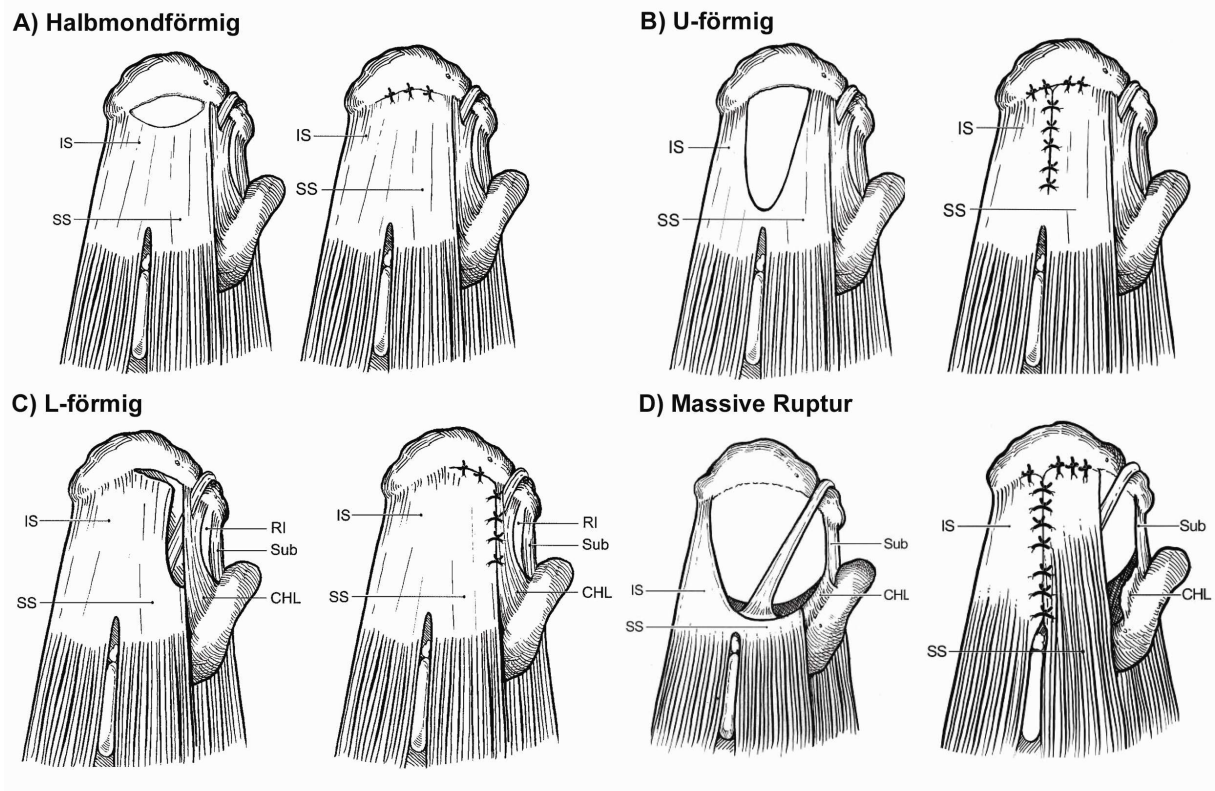


Abb. 05: Rupturformen und Versorgungstechnik nach Lo und Burkhart [73].

1.2.4. Anamnese

Während der Anamnese sollte nach dem Beginn der Beschwerden, Schmerzcharakter, Unfall und Unfallhergang, Rissgeräusche bzw. Rissgefühl, Häufigkeit und Zeitverlauf der Schmerzen, Instabilitätsgefühl, Allgemeinerkrankungen bzw. Risikofaktoren und Bewegungen, die den Schmerz begünstigen, gefragt werden.

Während die meisten degenerativen RM-Rupturen asymptomatisch verlaufen, werden bei traumatischen RM-Rupturen Schmerzen primär im vorderen Schulterbereich angegeben und können in das Deltoideusansatzgebiet, den Oberarm oder auch in den Nacken ausstrahlen. Während des Unfallereignisses, bei degenerativen RM-Rupturen auch Bagatellverletzungen im Sinne von nicht-adäquate Traumen, wird häufig ein Reißgeräusch oder ein Krachen wahrgenommen. In der Akutphase des Traumas wird ein Hämatom im Schulter-, Oberarm- und Brustbereich ersichtlich und ist meistens mit einer primären Pseudoparalyse assoziiert. In der Postakutphase verbessert sich die Beweglichkeit der Schulter bis hin zu fast

vollständigem Bewegungsausmaß der Rotatorenmanschette, abhängig von der Läsion. Bewegungsabhängige Schmerzen, Ruheschmerzen, nächtliche Schmerzen beim Liegen auf der betroffenen Seite, Kraftverlust - vor allem bei Überkopfarbeiten - werden als die Kardinalsymptome angesehen [49].

1.2.5. Diagnostik

1.2.5.1. Klinische Untersuchung

Neben einer ausführlichen Anamnese ist die klinische Untersuchung eines der wichtigsten diagnostischen Werkzeuge zur Identifizierung von RM-Läsionen bzw. zur Differenzierung von Schulterschmerzen. Mit einer gründlichen klinischen Untersuchung lässt sich eine Treffsicherheit von 79-90% erzielen [54].

Die klinische Untersuchung der Schulter findet bei einem entkleideten Patienten statt. Erkrankungen der Halswirbelsäule, neurovaskuläre Erkrankungen (z.B. das Thoracic Outlet Syndrom oder Herzinfarkte), gastrointestinale Erkrankungen (z.B. Gallenblasen- oder Milzaffektionen) sollten grob orientierend ausgeschlossen werden.

Die klinische Untersuchung fängt mit der Inspektion des Patienten im Seitenvergleich an und liefert die ersten richtungsweisenden Hinweise zur RM-Läsionen. Besonderes Augenmerk gilt der Schonhaltung, Muskelatrophien im Bereich der Fossa supra- und infraspinata, Symmetrie der Schulterkonturen, Schwellungen im Bereich der AC-Gelenke, Fehlstellungen und der Schwellung bzw. dem Hämatom bei akut traumatischen RM-Rupturen.

Druckschmerzen während der Palpation wie z.B. über dem Humeruskopf, Proc. coracoideus, Tuberculum majus et minus, Sulcus bicipitalis und AC-Gelenk können richtungsweisend sein. Krepitationen und Schnappen der rupturierten Sehne können abhängig vom Ausmaß der Ruptur ebenfalls palpiert werden (s.u. Codman-Griff).

Es existieren eine Vielzahl von Funktionstests zur Beurteilung der RM-Beweglichkeit. Das Bewegungsausmaß des Glenohumeralgelenks wird nach der Neutral-Null-Methode dokumentiert. Als physiologisch gelten folgende passive/aktive Bewegungsausschläge:

- | | |
|--------------------------------------|------------------------|
| • Adduktion/Abduktion: | 20 bis 40° - 0 - 180° |
| • Anteversion/Retroversion : | 150 bis 170° - 0 - 40° |
| • Horizontalextension/-flexion: | 135° - 0 - 40 bis 50° |
| • Innen-/Außenrotation in Adduktion: | 95° - 0 - 40 bis 60° |
| • Innen-/Außenrotation in 90°-Abd.: | 70° - 0 - 7 0° |

Zur Orientierung können zunächst der Apley-Kratztest zur groben Beurteilung der Abduktion und Außenrotation (Supraspinatus, Infraspinatus/Teres minor) herangezogen werden oder der Schürzenbund-Griff zur groben Beurteilung der Adduktion und Innenrotation (Infraspinatus/Teres minor, Subscapularis) (**Abb. 06-A,B**) [21]. Zunächst wird die Bewegungsanalyse passiv durch den Untersucher durchgeführt und anschließend aktiv durch den Patienten. Das Bewegungsausmaß wird nach der Neutral-Null-Methode dokumentiert. Bewegungseinschränkungen (z.B. Capsulitis), Glenohumerale Krepitationen, Schnappphänomene (RM-Rupturen, Bizepssehnenluxationen) können mit dem Codmann-Griff, ebenfalls ein grober Orientierungstest, beurteilt werden. Hierbei wird die Scapula mit dem Daumen fixiert, mit den restlichen Fingern das ventrale Acromion palpirt und der Arm in allen Bewegungsrichtungen geführt (**Abb. 06-C**) [21].

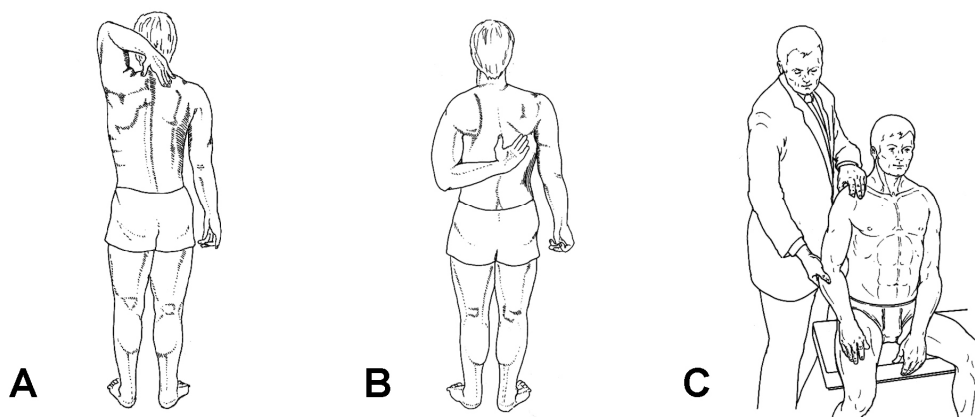


Abb. 06: A) Apley-Kratztest. B) Schürzenbund-Griff. C) Codman-Griff [21].

Bei bestimmten Bewegungen der Schulter können durch Impingement bzw. Einklemmungserscheinungen der Weichteile lokalisierte Schmerzen verursacht werden. Bei passiver oder aktiver Abduktion des ausgestreckten Armes spricht ein schmerzhafter Bogen (engl. painful arc) zwischen 60° und 120° für ein subacromiales Impingement i.S. einer Supraspinatussehnen Läsion wohingegen ein Schmerz zwischen 140° bis 180° für eine AC-Gelenksaffektion spricht (**Abb. 07-A**). Eine ventrale subacromiale Enge kann durch den Impingement-Test nach Neer provoziert werden, indem der Untersucher den Arm des Patienten ruckartig nach ventromedial in die Horizontale hebt und dabei die Scapula fixiert (**Abb. 07-B**). Mit dem Impingement-Test nach Hawkins und Kennedy wird eine Einklemmung der Supraspinatussehne im Bereich des Lig. coracoacromiale provoziert, in dem der Untersucher den 90° antevertierten und innenrotierten Arm mit fixierter Scapula zur Körpergegensseite bewegt (**Abb. 07-C**) [21].

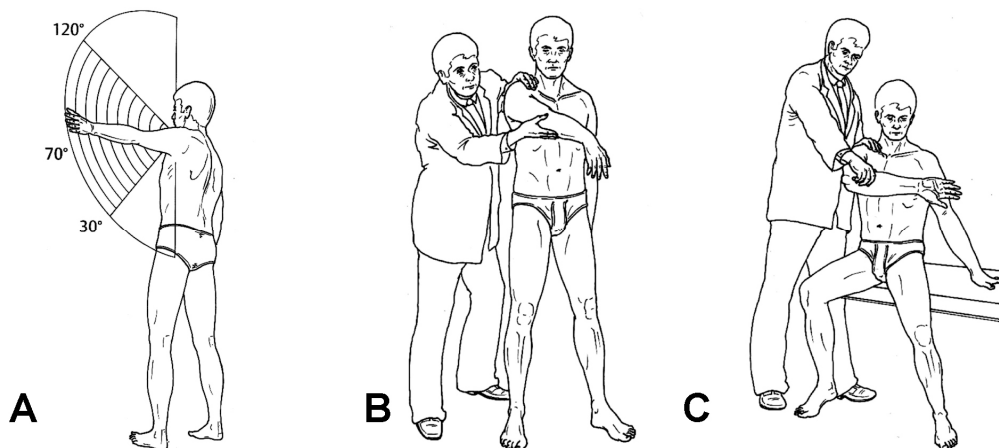


Abb. 07: A) Schmerzhafter Bogen. B) Test nach Neer. C) Test nach Hawkins und Kennedy [21].

Zur genaueren Lokalisierung von RM-Rupturen können verschiedene hochsensitive RM-Tests, abhängig von der biomechanischen Kraftentwicklung der einzelnen Muskelpartien in bestimmten Körperpositionen, herangezogen werden.

Läsionen im Bereich der M. supraspinatus Sehne können z.B. mit dem Jobe-Test, Starter- bzw. Null-Grad-Abduktions-Test oder dem Drop-Arm-Zeichen beurteilt werden:

- Bei dem Jobe-Test wird in 90° Abduktion, 30° Horizontalflexion und Innenrotation (Daumen zeigen nach unten) der Arme, von kranial Druck auf

den Unterarm ausgeübt (**Abb. 08-A**). Gibt der Patient Schmerzen während des Tests an, gilt dieser als positiv für die Supraspinatussehne; in Außenrotationsstellung, beim Patte-Test (Daumen zeigen nach oben), werden die ventralen RM-Anteile überprüft [21].

- Am stehenden Patienten mit runterhängenden Armen in der Null-Grad-Stellung wird der Starter- bzw. Null-Grad-Abduktionstest durchgeführt. Der Patient versucht gegen den Widerstand durch den Druck des Untersuchers am Unterarm aktiv zu abduzieren (**Abb. 08-B**). Bei Schmerzen ist dieser Test positiv [21].
- Das Drop-Arm-Zeichen dient zur Beurteilung von größeren Rupturen der RM. Beim sitzenden Patienten wird der Arm in 120° passiv durch den Untersucher abduziert und soll in dieser Position durch den Patienten aktiv gehalten werden (**Abb. 08-C**). Eine Halteschwäche oder ein Absinken des Armes spricht für eine SSP-Ruptur [21].

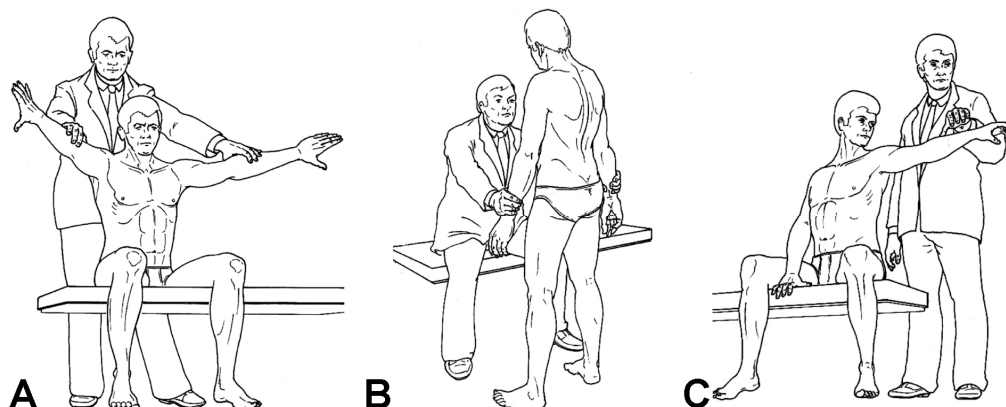


Abb. 08: A) Jobe-Test. B) Starter-Zeichen. C) Drop-Arm-Zeichen [21].

Die Außenrotatoren, M. infraspinatus et M. teres minor Sehnen werden z.B. mit dem M. infraspinatus-Test, Abduktions-Außenrotations-Test und dem Hornblower's-Zeichen nach Walch beurteilt [21]:

- Der M. infraspinatus-Test wird beim sitzenden oder stehenden Patienten im Seitenvergleich durchgeführt. Die Arme sind in der Null-Grad-Stellung und der Ellenbogen in 90° Flexion positioniert. Nun wird der Patient aufgefordert, gegen Widerstand des Untersuchers an den Handrückflächen nach außen zu

rotieren (**Abb. 09-A**). Eine Außenrotationsschwäche oder Schmerzen sprechen für eine ISP-Ruptur [21].

- In 90° Abduktion und 30° Flexion des Armes und 90° Flexion des Ellenbogens wird der Abduktions-Außenrotations-Test durchgeführt. Der sitzende oder stehende Patient wird nun aufgefordert, gegen den Widerstand des Untersuchers am Unterarm, nach außen zu rotieren. Schmerzen bzw. Außenrotationsschwäche sprechen für eine Infrapinatussehnen-Ruptur (**Abb. 09-B**) [21].
- Bei dem Versuch, die Hand zum Mund zu führen, weicht bei dem Hornblower's Zeichen nach Walch der Arm in eine Innenrotationsstellung aus und der Patient hebt somit seinen Ellenbogen höher als die Hand (**Abb. 09-C**). Dieses Zeichen spricht für eine komplette Außenrotations-Insuffizienz [21].

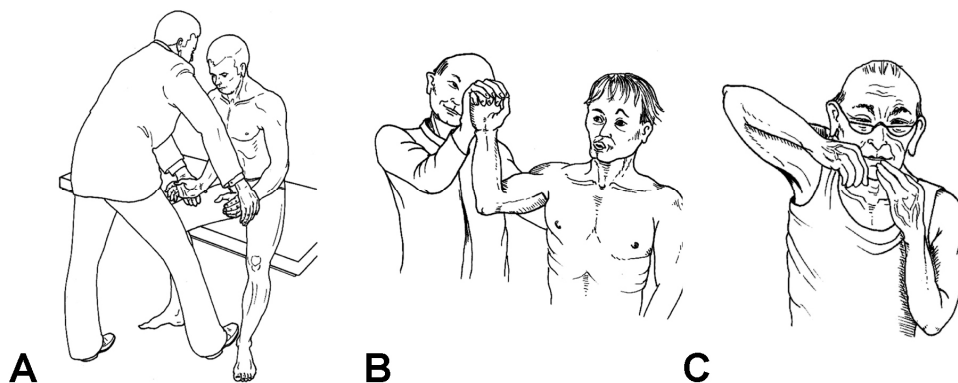


Abb. 09: A) M. infraspinatus-Test. B) Abduktions-Außenrotations-Test. C) Hornblower's Zeichen [21].

Die Innenrotation der M. subscapularis Sehne wird z.B. durch den Napoleon bzw. Belly-Press-Zeichen, M. subscapularis Test oder dem Lift-off Test nach Gerber untersucht [21]:

- Der stehende Patient versucht beim Napoleon-Zeichen den am Bauch liegenden Unterarm in 90° flektiertem Ellenbogen nach innen zu drücken. Kommt es zu einer lateralen Abweichung des Ellenbogens durch die fehlende Innenrotation der M. Subscapularis Sehne und zu einer Handgelenksflexion, gilt dieser Test als positiv (**Abb. 10-A**). Wird nun durch den Untersucher die Handgelenksflexion aufgehoben und die Hand erneut zur Bauchwand geführt,

weicht die Hand vom Bauch nach vorne bei einer isolierten M. subscapularis Ruptur [21].

- Bei dem M. subscapularis Test wird der Unterarm des Patienten in 90° Flexion des Ellenbogens aktiv hinter den Rücken geführt. Schmerzen oder eine Kraftminderung kann auf eine Ruptur hinweisen (**Abb. 10-B**) [21].
- Bei dem Lift-off Test nach Gerber wird der Arm des Patienten passiv durch den Untersucher hinter den Rücken in 90° flektierte n Ellenbogen geführt. Nun wird der Patient aufgefordert, gegen den Widerstand des Untersuchers, den Arm vom Rücken abzudrücken. Eine Kraftminderung im Seitenvergleich spricht für eine Subscapularissehnen-Ruptur (**Abb. 10-C**) [21].

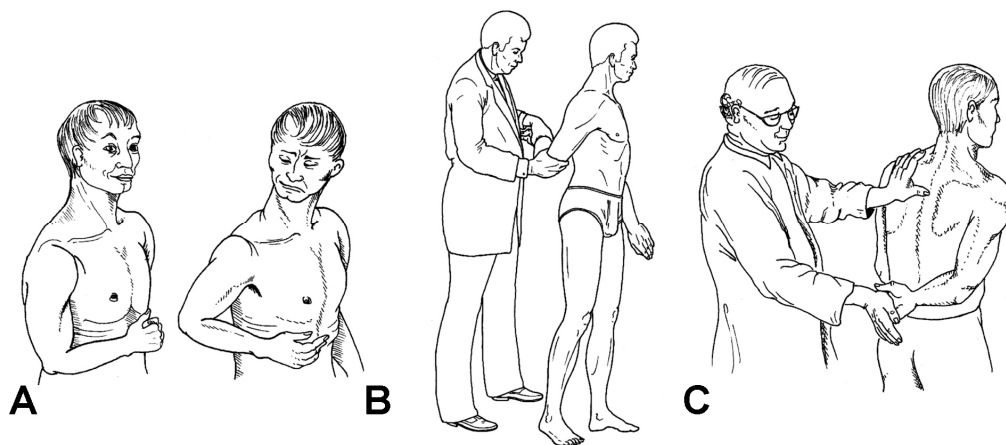


Abb. 10: A) Napoleon-Zeichen. B) M. subscapularis-Test. C) Lift-Off Test [21].

Da Kapsel-Band Insuffizienzen z.B. durch (Sub-) Luxationen, ebenfalls RM-Rupturen begünstigen, ist es essenziell, die Schulterstabilität mit relativ spezifischen Tests zu überprüfen:

- Mit dem Apprehension-Test ist der Arm des liegenden Patienten abduziert, außenrotiert und der Ellenbogen in ca. 90° flektiert. Dorsalseitig wird durch den Untersucher Druck ausgeübt, um eine ventrale Translation zu provozieren (**Abb. 11-A**) [21].
- Eine ventrale bzw. dorsale Instabilität kann passiv mit dem vorderen bzw. hinteren Schubladentest diagnostiziert werden (**Abb. 11-B**). Mit einer Hand stabilisiert der Untersucher die Clavicula und oberen Scapularand, mit der

anderen Hand wird der Humeruskopf nach ventral bzw. dorsal verschoben; eine übermäßige Beweglichkeit deutet auf eine Instabilität hin [21].

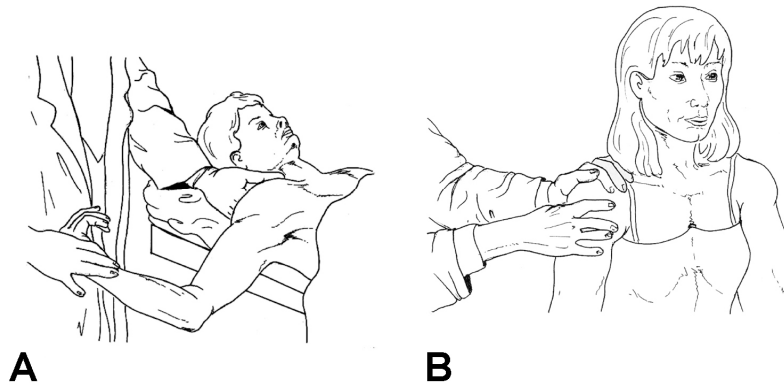


Abb. 11: A) Apprehension-Test. B) Vordere bzw. hintere Schubladentest [21].

Zur Vervollständigung der klinischen Untersuchung sollte die periphere Durchblutung, Motorik, Sensibilität und die angrenzenden Gelenke ebenfalls untersucht werden und differenzialdiagnostische Erkrankungen wie z.B. die „frozen shoulder“, Arthrosen, Bizepssehnenrupturen oder sonstige Kapsel-Band-Läsionen ausgeschlossen werden.

1.2.5.2. Sonographie

Pathologische Veränderungen der Rotatorenmanschette, der Bursa subacromialis und der langen Bizepssehne lassen sich sonographisch kostengünstig darstellen. Die Weichteildiagnostik lässt sich am effizientesten mit dem 7,5MHz-Linearschallkopf abbilden. Sonographisch ist es somit nicht nur möglich, zwischen kompletten und Partialrupturen zu unterscheiden, sondern auch zwischen bursa- und artikularseitigen RM-Rupturen zu differenzieren. Die Größe der RM-Rupturen, die Lokalisierung und die Muskelretraktion können auch beurteilt werden. Weitere Vorteile sind, dass dynamische Bewegungen in Echtzeit dargestellt und Muskelatrophien mit denen der kontralateralen Seite verglichen werden können [45]. Mit einer hohen Genauigkeit (94-98%) und einer hohen Sensitivität (Totalrupturen – ca. 96%, Partialrupturen ca. 90%), ist die Sonographie dem MRT eine ebenbürtige

radiologische Methode zur RM-Diagnostik und eignet sich sehr gut zur postoperativen Nachsorge.

1.2.5.3. Nativröntgen

Die Nativröntgenaufnahme ist ein elementarer Bestandteil der Diagnostik bei RM-Rupturverdacht. Neben der anterior-posterioren (a.p.) und seitlichen Aufnahme können Outlet-view-, axial-, Rockwood-Aufnahmen ergänzend durchgeführt werden. In der a.p. und seitlichen Aufnahme werden orientierend die ersten pathologischen Veränderungen der Schulter (z.B. Omarthrose, Dezentrierungszeichen des Humeruskopfes, Tubercula-Abrisse, ACG-Arthrose, Tendinosis calcarea) abgebildet. Mittels der Outlet-View Aufnahme sind Impingementzeichen (z.B. Traktionsosteophyten der Acromionunterkante, Acromion-Neigungswinkel, ACG-Osteophyten, Os acromiale) durch die bessere Einstellung des Gelenkspalts deutlicher zu erkennen.

Mit der axialen Aufnahme kann der Proc. coracoideus und der ACG unverzerrt dargestellt werden [17].

Die Rockwood-Aufnahme, mit einem in 30° Richtung caudal einfallendem Strahlengang, erlaubt ebenfalls eine bessere Darstellung von Osteophyten des Acromions oder Verkalkungen des Lig. coracoacromiale.

Eine Verringerung des Acromiohumeralen Abstands unter der physiologischen Breite von 7mm, gilt ebenfalls als Zeichen für eine RM-Ruptur [49].

1.2.5.4. Magnetresonanztomographie

Trotz der hohen Kosten wird die sehr sensitive und spezifische Magnetresonanztomographie (MRT) ggf. mit Kontrastmittel, häufig präoperativ zur RM-Ruptur-Diagnostik eingesetzt. Das Glenohumeralgelenk wird in der Regel in 3 Ebenen, axial, schräg coronar und schräg sagittal analysiert und somit der komplette Subacromialraum abgebildet [17]. Im Vergleich zu der Sonographie ist es mit dem MRT möglich, standardisierte, reproduzierbare und Untersucher-unabhängige Bilder zu erstellen.

Bei Partialrupturen ist die RM-Sehne gekennzeichnet durch eine unregelmäßige Oberfläche, abhängig von der Lokalisierung und kann entweder ausgedünnt oder auch verdickt erscheinen. Das Signal der Sehne ist hyperintens und gelegentlich ist auch Flüssigkeit in der Bursa subacromialis et subdeltoidea und intraartikulär ersichtlich. Ein Gelenkerguss wird eher als ein unspezifisches Zeichen betrachtet [79].

Bei kompletten RM-Rupturen ist die Hyperintensität deutlicher als in den übrigen Sehnenanteilen. Wie bei Partialrupturen sind auch bei kompletten RM-Rupturen Flüssigkeit intraartikulär und in der Bursa subacromialis et subdeltoidea anzutreffen. Der Retraktionsgrad und Atrophie der Sehne bzw. Muskel kann ebenfalls beurteilt werden [79]. Der Grad der Muskelverfettung wird nach Goutallier folgendermaßen eingeteilt [47, 50]:

- Stadium 0: Normale Muskulatur ohne Fettstreifen
- Stadium 1: Muskel enthält vereinzelt Fettstreifen
- Stadium 2: Verfettung ausgeprägt, aber trotzdem mehr Muskel
- Stadium 3: Gleich viel Muskel und Fett
- Stadium 4: Mehr Fett als Muskel vorhanden

Nach Patte wird die Sehnenretraktion topographisch zu der Frontalebene klassifiziert [50, 92]:

- Grad I: Kleine Retraktion bei distaler Ruptur
- Grad II: Intermediäre Ruptur und Retraktion bis Humeruskopfmitte
- Grad III: Große Retraktion bis Glenoid und proximale Ruptur

Binnenschäden, die prognostisch die RM-Versorgung beeinflussen wie z.B. Labrumläsionen bei Subluxationen bzw. Luxationen, Rupturen der langen Bizepssehne, Knochen-Knorpel-Defekte etc., werden mittels MRT zum Staging beurteilt.

1.2.6 Therapie der Rotatorenmanschettenruptur

Die Therapie der RM-Ruptur richtet sich nach den klinischen und radiologischen Befunden, aber auch nach dem Patientenalter, Aktivitätslevel und Begleiterkrankungen. Abhängig davon kann entweder eine konservative oder operative Therapie durchgeführt werden, um die schmerzfreie Balance der Muskulatur und die Zentrierung des Humeruskopfes im Glenoid wiederherzustellen.

1.2.6.1. Konservative Therapie

Bei einem langsamen Krankheitsbeginn und degenerativen Genese ist eine konservative Therapie indiziert. Kriterien, die eine konservative Behandlung begünstigen, sind „non-compliance“, ein inaktiver Patient und Begleiterkrankungen wie z.B. der „frozen shoulder“.

In der Akutphase ist eine Ruhigstellung und Schonung unumgänglich. Es empfehlen sich zur Immobilisation Orthesen z.B. mittels Gilchrist-Bandage oder ein Thoraxabduktionskissen. Nicht steroidale Antirheumatika (NSAR) wirken schmerzlindernd und antiinflammatorisch und können durch eine Kryotherapie ergänzt werden. Bei stärkeren Schmerzen kann eine Infiltrationstherapie mit Steroiden und Lokalanästhetika angewandt werden.

Nach Erlangen der Schmerzfreiheit wird die konservative Therapie, physiotherapeutisch komplementiert, um das Bewegungsausmaß zunehmend wiederherzustellen.

Nach Rockwood wird die konservative Therapie in 3 Phasen eingeteilt, wobei in der ersten Phase die Schmerzfreiheit und passive Beweglichkeit erlangt wird, in der zweiten Phase die Kräftigung der stabilisierenden RM-Muskulatur und Schulterdepressoren und in der dritten Phase die Integration in den Alltag und Sport [109].

Kontraindikationen zur konservativen Therapie sind junge Patienten mit einem hohen Funktionsanspruch in Arbeit und Sport, akut traumatische RM-Rupturen, Schulterluxationen, Rupturen der kopfzentrierenden Subscapularis und Infraspinatus-Sehnen, Compliance und Patienten mit funktionellem Verlust der unteren Extremität (z.B. Rollstuhlfahrer) oder der kontralateralen Extremität (z.B. Z.n. Armamputationen etc.) [49].

1.2.6.2. Operative Therapie

Die operative Therapie ist indiziert bei jungen bzw. erwerbsfähigen Patienten mit gesicherter Compliance, bei traumatischen oder degenerativen Subscapularissehnen-Rupturen und traumatischen Schulterluxationen. Als relative OP-Indikationen zählen degenerative RM-Rupturen bei älteren Patienten mit vermindertem funktionellem Anspruch und tiefe artikulareseitige Supraspinatussehnen-Rupturen. Die passive freie Beweglichkeit ist eine essentielle Voraussetzung zur RM-Versorgung und sollte präoperativ mittels Physiotherapie wiederhergestellt werden [49]. Als absolute Kontraindikationen gelten Infekte der Schulter, M. Sudeck, Plexus-Läsionen, eine hochgradige Atrophie und Verfettung des Muskels, eine ausgeprägte Omarthrose, Defektarthropathien sowie ein Acromiohumeraler Abstand unter 5mm [48].

Der operative Erfolg richtet sich nach der Indikation, nach dem Operationsverfahren und dem Operationszeitpunkt. Traumatische RM-Rupturen, die innerhalb der ersten sechs Wochen versorgt werden, zeigen die besten post-OP Ergebnisse - dabei sollte die Anamnesedauer von sechs Monaten nicht überschritten werden. Dies trifft vor allem auf Subscapularissehnen Rupturen zu [49].

Als negativ prognostische Faktoren der RM-Versorgung gelten ISP- und SSP-Atrophien, Kraftminderung bei Abduktion und Außenrotation, Abduktions-bedingte vordere Schultersubluxation bei Subscapularis-Läsionen, Rupturen der langen Bizepssehne oder eine Einschränkung des passiven Bewegungsausmaßes [49].

Der operative Therapieerfolg ist abhängig von den anatomischen Verhältnissen und den radiologischen Befunden. Ein Acromiohumeraler Abstand (AHA) > 7mm gilt als

prognostisch günstig, die OP-Bedingungen und die Prognose der Versorgung ist bei einer AHA zwischen 5-7mm verschlechtert und < 5mm ist ein kompletter Defektverschluss nicht mehr möglich [49]. Die zunehmende Sehnenretraktion und Grad der Verfettung nach Goutallier sind ebenfalls prognostisch ungünstig.

Die Rupturgröße, Alter und Aktivität des Patienten, die Beschaffenheit der Sehne spielen ebenfalls eine große Rolle bei der Wahl der geeigneten Operationstechnik. Diese Faktoren wurden durch Dietz et al in Algorithmen zusammengefasst (s. **Anhang**) [34]. Operativ kann die RM-Refixation entweder durch die klassische offene Technik, arthroskopisch assistierte offene Technik, arthroskopisch assistierte Mini-Open Technik oder vollständig arthroskopische Technik durchgeführt werden.

1.2.6.2.1 Klassische und arthroskopisch assistierte offene Operationstechnik

Die Erstbeschreibung der Rotatorenmanschettenruptur wird dem englischen Anatom JG Smith (1834) zugesprochen [112]. Der US amerikanischer Chirurg EA Codman, beschrieb die Rotatorenmanschettenrupturen als eigenständiges Krankheitsbild (1909) und versorgte diese mittels Seidenfäden [28]. Im Jahre 1944 entwickelte HL McLaughlin aus den USA die spannungsfreie RM-Rekonstruktion mit transossären Nähten, was bis heute als der Goldstandard in der RM-Versorgung gilt [80].

Die klassische offene Operationstechnik ist indiziert bei großen, stark retrahierten Rupturen, wo eine Arthroskopie oder Mini-Open Technik aufgrund der anatomischen Verhältnisse nicht möglich ist. Neben der obligaten subacromialen Dekompression ist, abhängig von den Nebenfunden, z.B. die fakultative ACG-Resektion durchzuführen [132]. Die Sehne wird in einer vorgefrästen knöchernen Nut entweder durch transossäre Nähte oder mit Fadenankern spannungsfrei befestigt. Nach Bishop et al kann die Reruptur-Rate nach einem Jahr durch die offene Technik bis zu 31% betragen [15]. Bei Begleiterkrankungen der Schulter (z.B. Labrumläsionen nach Trauma) kann nach einer diagnostischen Arthroskopie und ggf. arthroskopischen Versorgung die RM-Versorgung mit oben genannter Methode erfolgen (**Tab. 03**) [131].

Vergleich der Techniken zur Rotatorenmanschettenrekonstruktion nach Yamaguchi [131]				
	Klassisch offene Technik	Arthroskopisch assistierte klassisch offene Technik	Arthroskopisch assistierte Mini-Open Technik	Vollständig arthroskopische Technik
Glenohumerale Evaluation	Nein	Ja	Ja	Ja
Eingeschränkte Mobilisation	Ja	Ja	Ja	Ja
Ausgiebige Mobilisation	Ja	Nein	Ja	Ja
M. deltoideus Schonung	Nein	Ja/Nein	Ja	Ja
Sehnengreifende Naht (Mason-Allen)	Ja	Ja	Ja	Nein
Transossäre Naht	Ja	Ja	Ja	Nein
Fadenanker	Ja	Ja	Ja	Ja
Frühe passive Beweglichkeit	Ja	Ja	Ja	Ja
Frühe aktiv unterstützte Beweglichkeit	Nein/Ja	Ja	Ja	Ja
Frühe aktive Beweglichkeit (kleine Rupturen)	Nein	Ja	Ja	Ja

Tab. 03: Vergleich der Techniken zur Rotatorenmanschettenrekonstruktion nach Yamaguchi [131].

1.2.6.2.2. Arthroskopisch assistierte Mini-Open Technik

Die arthroskopisch assistierte Mini-Open Technik nach Levy [68] beinhaltet zunächst eine diagnostische Arthroskopie, arthroskopische subacromiale Dekompression, Weichteil-Release von z.B. Lig. coracoacromiale, Sehnendebridement, Sehnenmobilisation und das Setzen von Sicherungsnähten an der Rotatorenmanschette (**Tab. 03**). Anschließend wird über einen ca. 4cm langen Schnitt an der vorderen Acromionkante ohne Abtrennung des M. deltoideus vom Acromion ein Zugang geschaffen, um die Deltainsuffizienz geringer zu halten, damit eine frühzeitige Mobilisierung erfolgen kann. Über diesen Zugang lassen sich kleine Rupturen < 3cm bis AHA > 5mm mit einer mittleren Retraktion versorgen (s. **Anhang**) [34, 131-132].

1.2.6.2.3. Arthroskopische Technik

Gegenüber der arthroskopisch assistierten Mini-Open Technik bietet die vollständige arthroskopische Technik der RM-Refixation eine deutliche Schonung des M. deltoideus und gewährleistet eine noch schnellere schmerzfreie Mobilisation (**Tab. 03**). Die Indikation zur arthroskopischen RM-Rekonstruktion wird limitiert durch das Alter der Rupturen, die Rupturgröße (> 3cm), die Sehnenretraktion, und durch den Acromiohumeralen Abstand (> 7mm). Im Vergleich zu der RM-Rekonstruktion mit transossären Nähten galt die Rekonstruktion mit Fadenankern längere Zeit als insuffizienter. Die Weiterentwicklung von Fadenankern über die letzten Jahre ermöglicht eine Primärstabilität, die vergleichbar bzw. besser ist als transossäre Nähte [31, 42-43, 95, 101]. Vorteile der arthroskopischen RM-Rekonstruktion sind die Minimalinvasivität, niedrige Morbidität, besseres kosmetisches Ergebnis, geringere Infektionsgefahr und die schnellere schmerzfreie, aktive und passive postoperative Mobilisation. Die Reruptur-Rate bei dieser Technik beträgt bei Rupturen < 3cm ca. 16% und bei Rupturen > 3cm bis zu ca. 76% [15]. Ein weiterer Nachteil dieser Technik ist die lange Lernkurve und die Kosten der Fadenanker im Vergleich zu den transossären Nahttechniken.

1.3 Zielsetzung

Ziel dieser in-vitro Studie ist es, fünf neue knotenfreie Fadenanker bezüglich ihrer Primärstabilität (maximale Ausreisskraft, Displacement und Versagensmechanismus) in Abhängigkeit von der Knochendichte des Tuberculum majus in humanen Humeri biomechanisch zu testen. Alle Anker unterscheiden sich in Design und Material und repräsentieren verschiedene Philosophien der Fixation. Die Anker können hinsichtlich der mechanischen Verankerungseigenschaften in „*formschlüssig*“ und „*kraftschlüssig*“ eingeteilt werden. Die *kraftschlüssigen* Anker – Schraubanker und press-fit Anker – halten im Knochen durch Reibungskräfte, wogegen die *formschlüssigen* Anker durch designabhängige Verbindungstechniken wie z.B. durch subkortikale Verkipfung des Ankers bzw. durch subkortikale Verkeilung verankert werden. Eine weitere Frage, die durch diese Studie beantwortet werden soll, ist der Einfluss von Design und Verankerungstechniken auf die Primärstabilität im osteopenen und gesunden Humerus.

Alle fünf knotenfreien Verankerungssysteme zur Versorgung der RMR werden an menschlichen Humerus-Leichenpräparaten in einem biomechanischen in-vitro Modell verglichen. Es handelt sich dabei um zum Zeitpunkt der Untersuchung alle auf dem deutschen Markt zugelassenen knotenfreien Fadenanker zur Rotatorenmanschettennaht.

Folgende Thesen sollten im Zuge dieser Studie verifiziert werden:

- Die in einem Vorversuch gefundene Erhöhung des System Displacement des Bioknotless RC ist ein klassentypischer Effekt, der bei allen knotenfreien Fadenankern auftritt. *Hypothese: Das Displacement aller knotenfreien Fadenankern ist gegenüber konventionellen Fadenankern signifikant erhöht.*
- Bei der Rotatorenmanschettenruptur handelt es sich überwiegend um eine degenerativ bedingte Schädigung, die meist bei Patienten > 50LJ auftritt. *Hat die unterschiedliche Knochenqualität des Tub. maj. Einfluss auf die Primärstabilität der knotenfreien Anker?*
- Das Ankerdesign der knotenfreien Fadenanker ist ein entscheidender Faktor für die Primärstabilität.

- Spielt das Ankermaterial eine entscheidende Rolle für die Ankerstabilität?
*Erzielen Metall-Fadenanker in der Versorgung der Rotatorenmanschetten-
ruptur signifikant bessere Ergebnisse als resorbierbare Fadenanker?*

2. Material und Methoden

2.1. Die Präparate

Vierzig humane Humerus-Präparate mit einem durchschnittlichen Alter von 59,5 Jahren zum Todeszeitpunkt und einer Altersspanne zwischen 26-94 Jahren wurden für diese Studie verwendet. Die Präparate konnten gleichmäßig in zwanzig männliche und zwanzig weibliche Humeri geteilt werden.

Die Präparate wurden innerhalb 24 Stunden post mortem entnommen und bei -21° Celsius eingefroren gelagert. Die Grundvoraussetzung zum Einschluss in die Studie waren makroskopisch intakte proximale Humeri mit unversehrt Humeruskopf. Ausgeschlossen wurden Präparate mit Osteosynthesematerial, Prothesen, Frakturen oder Zeichen von vorausgegangenen chirurgischen Eingriffen.

Die Präparate wurden bei 4°Celsius über einen Zeitraum von 24 Stunden vor den Messungen aufgetaut.

Die proximalen Humeri wurden anschließend von allen Weichteilen wie z.B. Gelenkkapsel, Sehnenansätzen und Faszien befreit. Während der experimentellen Phase wurden die Präparate kontinuierlich mit 0,9% NaCl Lösung feucht gehalten. Die Versuche wurden bei Raumtemperatur durchgeführt. Vor dem Beginn der biomechanischen Testung der Anker erfolgte die Knochendichtemessung der Humerusköpfe zur Einteilung in eine „gesunde“ und „osteopore“ Versuchsgruppe.

2.2. Die Knochendichtemessung

Die Knochendichte der Humerusköpfe wurde mittels 64-Zeiler Computertomogramm der Firma Siemens (Sensation 64 Somatom, München, Deutschland) quantifiziert. Die Daten wurden mit dem begleitenden Programm OSTEO (Siemens, München, Deutschland) ausgewertet. Da das OSTEO Programm primär für die Mineralsalzgehaltsbestimmung der Lendenwirbelkörper konzipiert ist, wurde es für die Messungen an den Humerusköpfen modifiziert. Wie auch bei der Q-CT Messung der Lendenwirbelsäule wurden auch hier zwei normierte Prüfkörper mit Wasser (ca. 0 Hounsfield Einheiten) und Calcium (ca. 200 Hounsfield Einheiten) als standardisierte Prüfkörper verwendet.

Im Bereich des proximalen Humeruskopfes auf Höhe der Tuberculi wurden jeweils fünf Messungen mit einer Schichtdicke von jeweils 3 mm vorgenommen. Dadurch konnte mit einer vermessenen Gesamt-Schichtdicke von 15mm das Implantationsareal der Fadenanker vollständig erfasst werden. Der trabekulärer und kortikaler Mineralsalzgehalt in mg Calcium²⁺-Hydroxylapatit/ml wurde berechnet. Durch die zusätzliche Platzierung von jeweils drei Regions of Interest (ROI) pro Schicht mit ca. 0,54cm² im Tuberculum majus konnte die Strahlendichte in Hounsfield Einheiten (HE) der drei Ankerinsertionsstellen im anterioren, mittleren und posterioren Anteil separat bestimmt werden. Darüber hinaus wurde so die mittlere Strahlendichte des Tuberculum majus im Vergleich zum gelenknahen Humeruskopf (ROI 4) errechnet (**Abb. 12**).

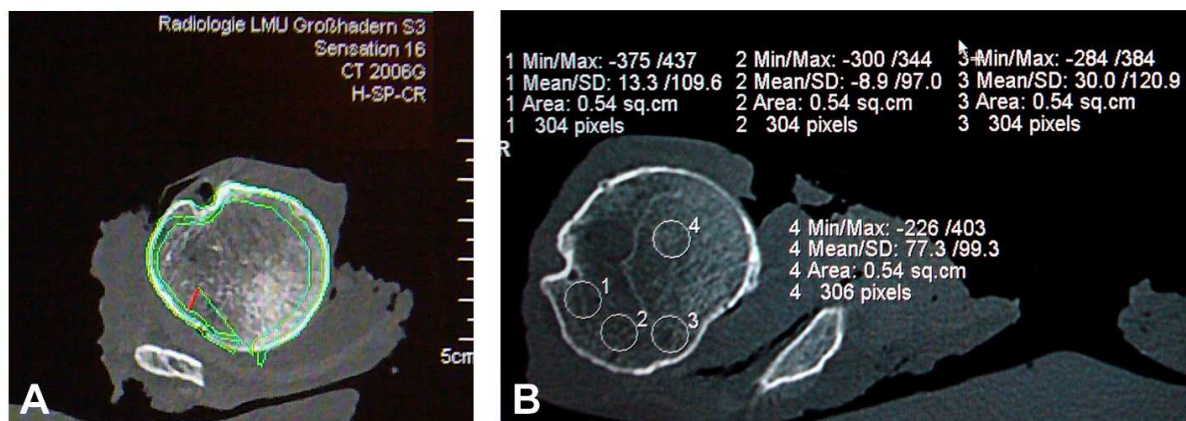


Abb. 12: A) Knochendichtemessung. B) Strahlendichtemessung.

Da im Vergleich zur Q-CT Messungen der Lendenwirbelsäule Standardwerte für die trabekuläre Knochendichte am Humeruskopf fehlen bzw. Abgrenzungen nach Standardabweichungen (T- und Z-Werte) nicht möglich sind, konnte keine exakte Differenzierung bezüglich osteopenem und osteoporotischem Knochen stattfinden. Daher war es nur möglich zwischen osteopenen und gesunden Knochen zu unterscheiden.

Basierend auf den Knochendichtemessungen wurden die Präparate in zwei Knochengruppen eingeteilt [55, 90]:

- gesunde Knochengruppe: > 100 mg Calcium²⁺-Hydroxylapatit/ml
- osteopene Knochengruppe: < 100 mg Calcium²⁺-Hydroxylapatit/ml

2.3. Die knotenfreien Fadenankersysteme

Es wurden fünf knotenfreie Fadenankersysteme, die für die Rotatorenmanschettenversorgung indiziert sind, getestet. Alle fünf Ankersysteme sind neu auf dem Markt und bisher in keiner vergleichenden Untersuchung getestet worden. Es handelte sich um zwei Formschluss- und drei Kraftschluss-Ankersysteme. Bei den durch Formschluss fixierenden knotenfreien Fadenankern wird die Bewegung des Ankers im Trabekelsystem durch eine Verkeilung des Ankers bzw. durch Verkeilen von Ankerteilen erreicht. Bei den durch Kraftschluss fixierenden Systemen wird die Bewegung der Anker im Trabekelsystem durch die Haftreibung der Ankerfläche und der Fläche des trabekulären Bohrlochs verhindert. Zu den durch Formschluss fixierenden knotenfreien Fadenankersystemen gehören der **Opus Magnum 2** (ArthroCare Co., Austin, TX, USA) und der **Versalok** (DePuy Mitek, Raynham, MA, USA). Zu den durch das Prinzip des Kraftschlusses fixierenden Ankersystemen gehören der **PushLock** (Arthrex, Naples, FL, USA)– ein press-fit Anker, der **SwiveLock** (Arthrex, Naples, FL, USA)– ein Schraubanker und der **Kinsa RC** (Smith & Nephew plc., London, UK) mit press-fit- und Schraubankereigenschaften (**Abb. 13**).

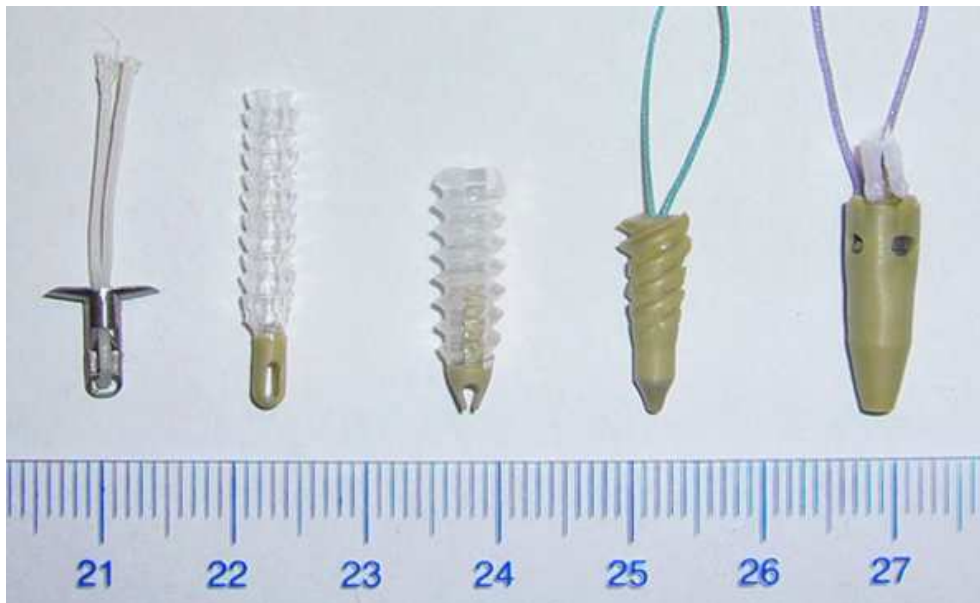


Abb. 13: Opus Magnum 2, PushLock, SwiveLock, Kinsa RC und Versalok (v.l.n.r).

Die knotenfreien Fadenankersysteme im Detail:

•**Opus Magnum 2** ist ein Formschluss Anker aus Edelstahl mit einer Ursprungsgröße von 2,8mm x 12,1mm (**Abb. 13 & 14-A**). Dieser Anker wird in ein vorgeschlagenes Loch mit einem Durchmesser von 3,2mm im Tuberculum majus 6mm tief implantiert. Nach subkortikaler Applikation klappt das proximale Ende flügelartig „T-förmig“ auf und besitzt eine Spannweite von 8mm. Der Schaft misst nun 2,8mm x 8,5mm (**Abb. 14-B**). Das Ankersystem wird bevorzugt mit MagnumWire (ArthroCare Co., Austin, TX, USA), einem nicht-resorbierbaren UHMWPE (USP2) Faden verwendet. Der Faden wird im zylindrischen Ankerschaft mittels einem kleinen Bolzen, der von proximal während des Applikationsmechanismus nach distal gedrückt wird, blockiert und fixiert.

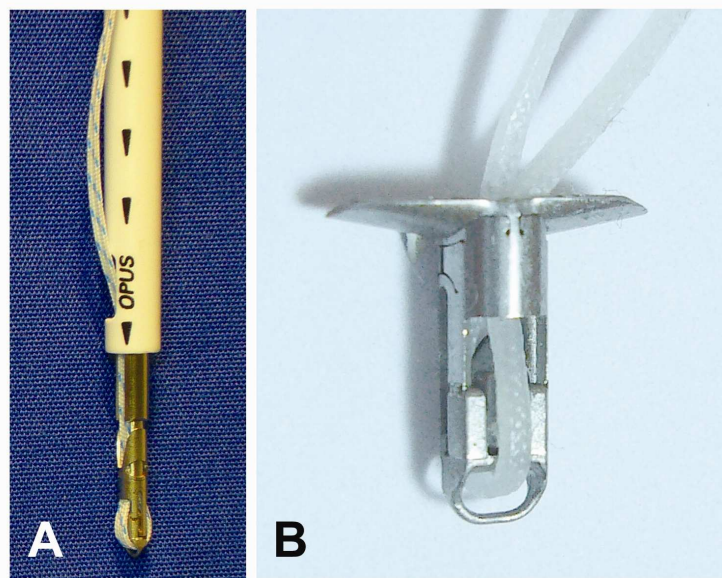


Abb. 14: Opus Magnum 2 vor (A) und nach der Implantation (B).

•**PushLock** ist ein 4,5mm x 18,5mm press-fit Anker aus einem bioresorbierbaren PLLA – Poly-L-Milchsäure (poly-L-lactic-acid) Ankerkörper und einer geschlossenen PEEK – Polyetheretherketon (polyetheretherketone) Fadenöse an der distalen Spitze, wo der bevorzugte FiberTape-Faden geführt wird (**Abb. 13, 15**). Der PushLock-Anker ist empfohlen für kleine nicht-retrahierte Rotatorenmanschettenrupturen oder für die Fixation der lateralen Reihe bei double-row bzw. suture-bridge Techniken. Der USP2 FiberTape Faden (Arthrex, Naples, FL, USA) ist ein nicht-resorbierbarer Polyblend Faden mit einem multifilamentärem Kern und geflochtenem UHMWPE Überzug und ist 2mm dick und ca. 5mm breit.

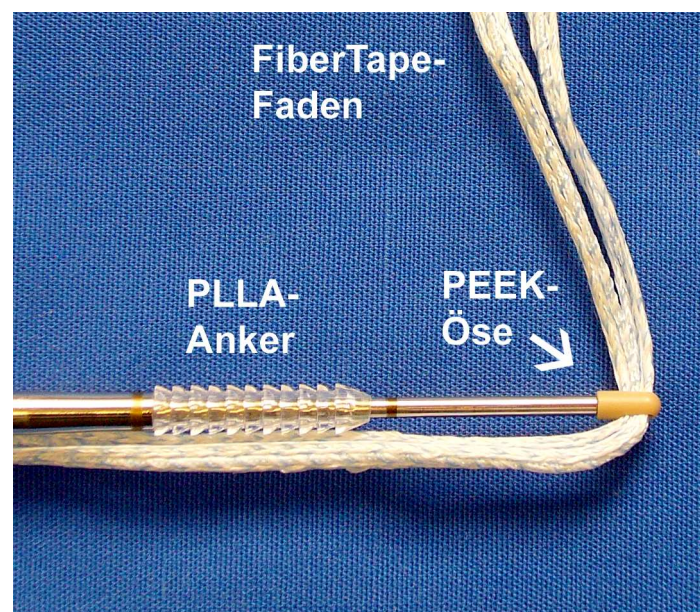


Abb. 15: PushLock Ankersystem mit dem breiten FiberTape Faden.

•**SwiveLock** ist ein 5,5mm x 15mm Schraubanker bestehend aus einem bioresorbierbaren PLLA-Ankerkörper mit Vollgewinde und einer offenen PEEK Fadenöse an der distalen Spitze des Implantationsapparats, womit der FiberChain-Faden (Arthrex, Naples, FL, USA) gegriffen wird (**Abb. 13, 16**). Der FiberChain-Faden ist ein geflochtener nicht-resorbierbarer USP 2 UHMWPE Polyblend-Faden, bestehend aus zwanzig 6mm Kettengliedern. SwiveLock und PushLock werden beide in ein vorgeschlagenes Loch im Tuberculum majus implantiert.

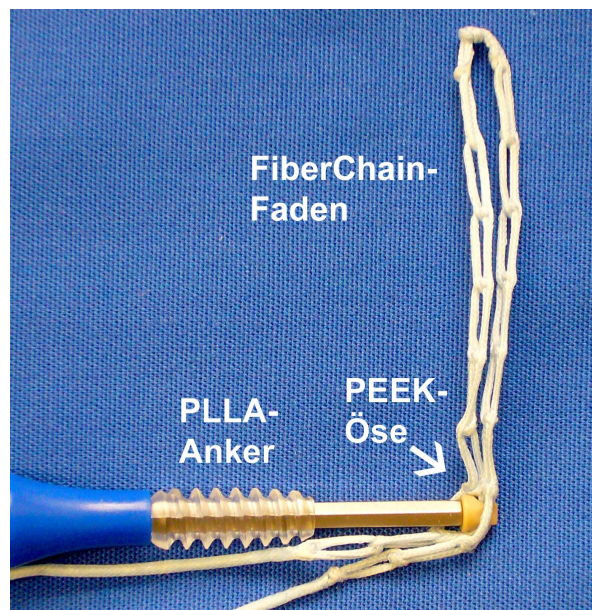


Abb. 16: SwiveLock Ankersystem mit FiberChain-Faden.

•**Kinsa RC** ist ein 5,5mm x 12mm Anker mit press-fit und Schraubanker-eigenschaften zugleich und besteht aus einem nicht-resorbierbarem PEEK-OPTIMA® polymer und einer 3mm PEEK Spitze, wo der mitgelieferte USP2 UHMWPE ULTRABRAID-Faden (Smith & Nephew plc., London, UK) durch den zylindrischen Kern des Ankers geführt und letztendlich mit einem vorgefertigten selbstverriegelnden Gleitknoten fixiert wird (**Abb. 13, 17**). Der Kinsa RC Anker wird zunächst in ein vorgefertigtes Bohrloch subkortikal eingeschlagen und anschließend im proximalen Anteil mit einem Schraubmechanismus kortikal verkeilt.



Abb. 17: Kinsa RC Ankersystem mit ULTRABRAID Faden.

• **Versalok** ist ein subkortikal verkeilender Anker mit einem Titankörper und einer PEEK Hülse (Abb. 13,18). Das Ankersystem wird zunächst in den Tuberculum majus eingeschlagen. Während der Applikation mit einem pistolenförmigen Handgriff wird der Titankörper in die PEEK Hülse gepresst und verkeilt sich darunter. Das durch den Titankörper verlaufende Nahtmaterial wird durch die PEEK-Hülse fixiert. Vor der Applikation misst der Anker 4,9mm im Durchmesser und nach Applikation max. 6,3mm im Durchmesser mit einer Gesamtlänge von 16,5mm. Der empfohlene Faden ist der Orthocord (DePuy Mitek), eine PDS- und UHMWPE (USP 2)-Fadenkombination, der zusätzlich mit Polyglactin 910 beschichtet ist.

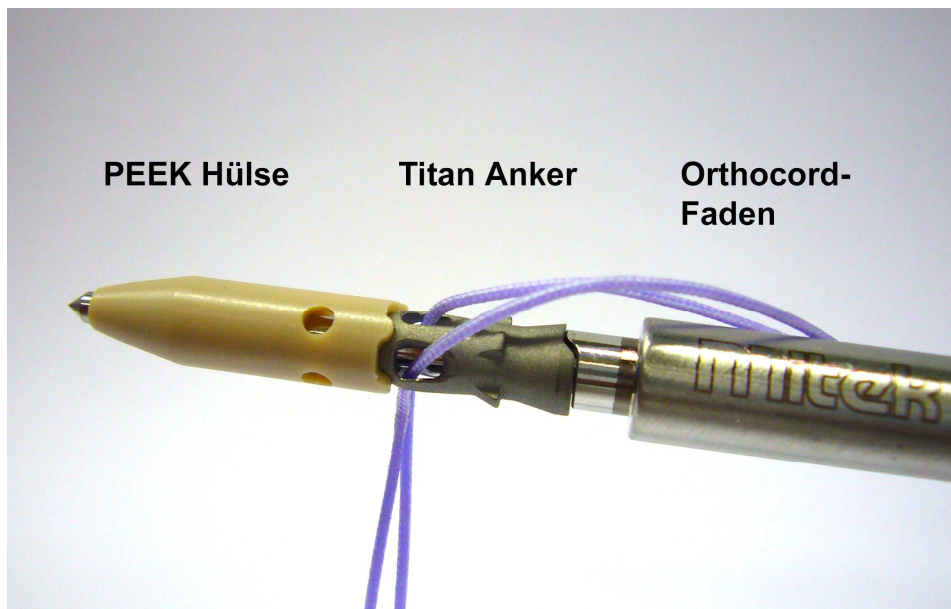


Abb. 18: Versalok Ankersystem.

2.4. Implantation der knotenfreien Fadenankersysteme

Pro Tuberculum majus wurden jeweils drei knotenfreie Fadenanker mit einem Abstand von ca. 10mm zu einander eingesetzt. Somit ergab sich daher eine anteriore, mittige und posteriore Implantationsstelle (**Abb. 19**). Um potentielle regionale Knochendichteunterschiede im Tuberculum majus zu vermeiden, wurden die Ankersysteme systematisch alterniert [3, 121]. Alle Ankersysteme wurden nach den Anleitungen der Hersteller implantiert. Vor der Versuchsdurchführung wurde eine praktische Schulung zur Handhabung und Implantation der einzelnen knotenfreien Fadenankersysteme durch die jeweiligen Firmenvertreter vor Ort durchgeführt.

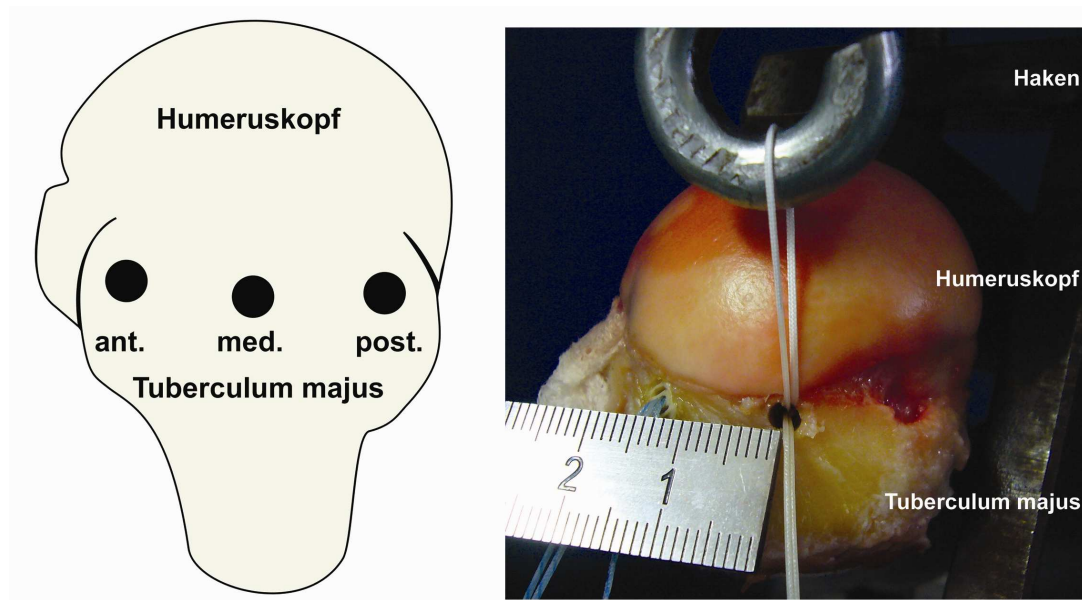


Abb. 19: Implantationsstellen am Tuberculum majus im Schema und Präparat

2.5. Die biomechanische Testung

Für die biomechanische Testung wurde die Zwick – Universalprüfmaschine (Modell Z010/TN2A, Fa. Zwick, Ulm, Deutschland) eingesetzt (**Abb. 20-A**). Die Universalprüfmaschine besitzt einen Messbereich von 20N bis 10kN, Traversengeschwindigkeit von 0,001 bis 1000 mm/min (Geschwindigkeitsgenauigkeit von $< 0,0125\%$) sowie eine relative Messunsicherheit von 0,21%. Die Steuerung der Universalprüfmaschine, wie auch die Überwachung und Auswertung der Experimente erfolgte durch das Programm testXpert V5.0 (Zwick, Ulm, Deutschland), installiert auf einem PC mit Windows XP als Betriebssystem.

Die proximalen Humeri wurden in eine speziell angefertigte und verstellbare Stahlhalterung den anatomischen Verhältnissen entsprechend eingespannt (**Abb. 20-B**). Die Zugrichtung der Fäden der knotenfreien Fadenankersysteme betrug 135° zur Humerusschaftachse und simulierte hiermit den physiologischen Zug der Supraspinatussehne [108]. Die einzelnen knotenfreien Fadenankersysteme wurden nach der Implantation in das Tuberculum majus individuell getestet.

Die Fadenschleifen wurden an der Traverse mittels Metallhaken befestigt. Der Abstand zwischen Implantationsstelle am Knochen und Metallhaken betrug jeweils 30mm.

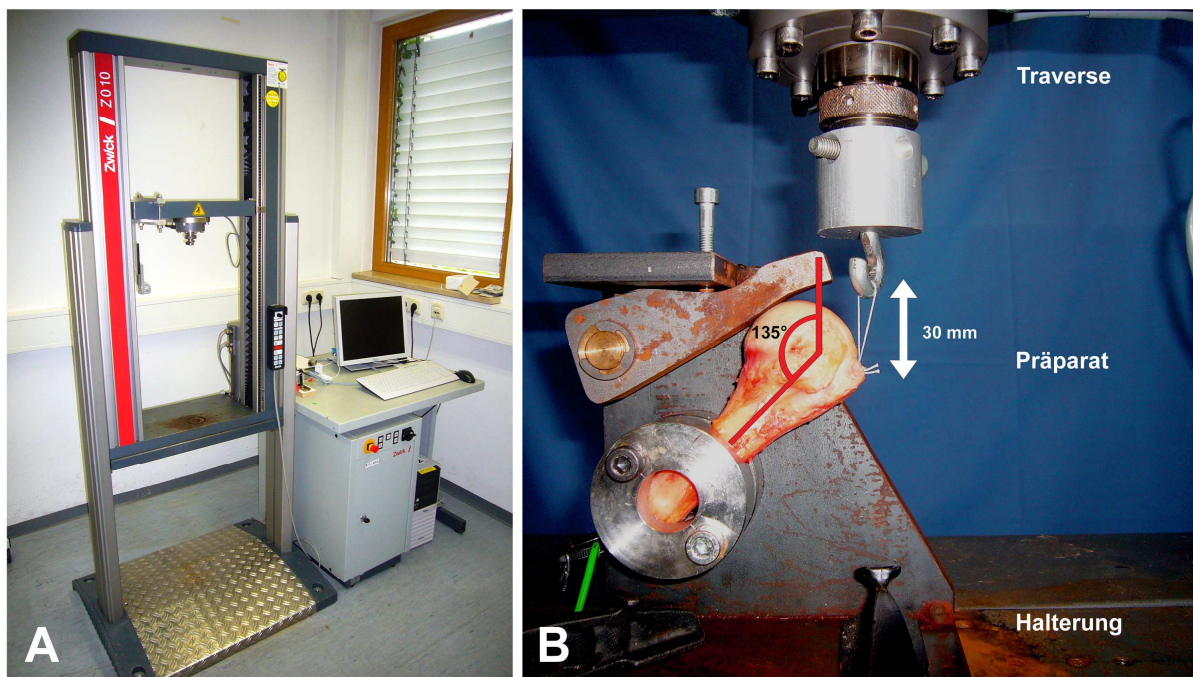


Abb. 20: A) Arbeitsplatz zur biomechanischen Testung mit der Zwick-Universalprüfmaschine. B) Ein proximaler Humerus ist in einem 135° Winkel zur Zug richtung der Traverse montiert.

Eine zyklische Testung wurde ausgewählt, um postoperative Bewegungen in-vivo zu simulieren [23-24, 42, 108]. Eine Vorkraft von 20N wurde gesetzt, um einen konstanten Zug auf das knotenfreie Fadenankersystem zu gewährleisten. Mit einer Zuggeschwindigkeit von 20mm/Minuten auf der Traverse wurden pro Kraftstufe – beginnend mit 75N – 50 Zyklen durchlaufen. Anschließend wurde jede Kraftstufe um jeweils 25N für weitere 50 Zyklen erhöht, bis ein Versagen der Ankersysteme auftrat [108]. Das Testprotokoll kann mit dem Kraft-Displacement-Diagramm veranschaulicht werden (Abb. 21).

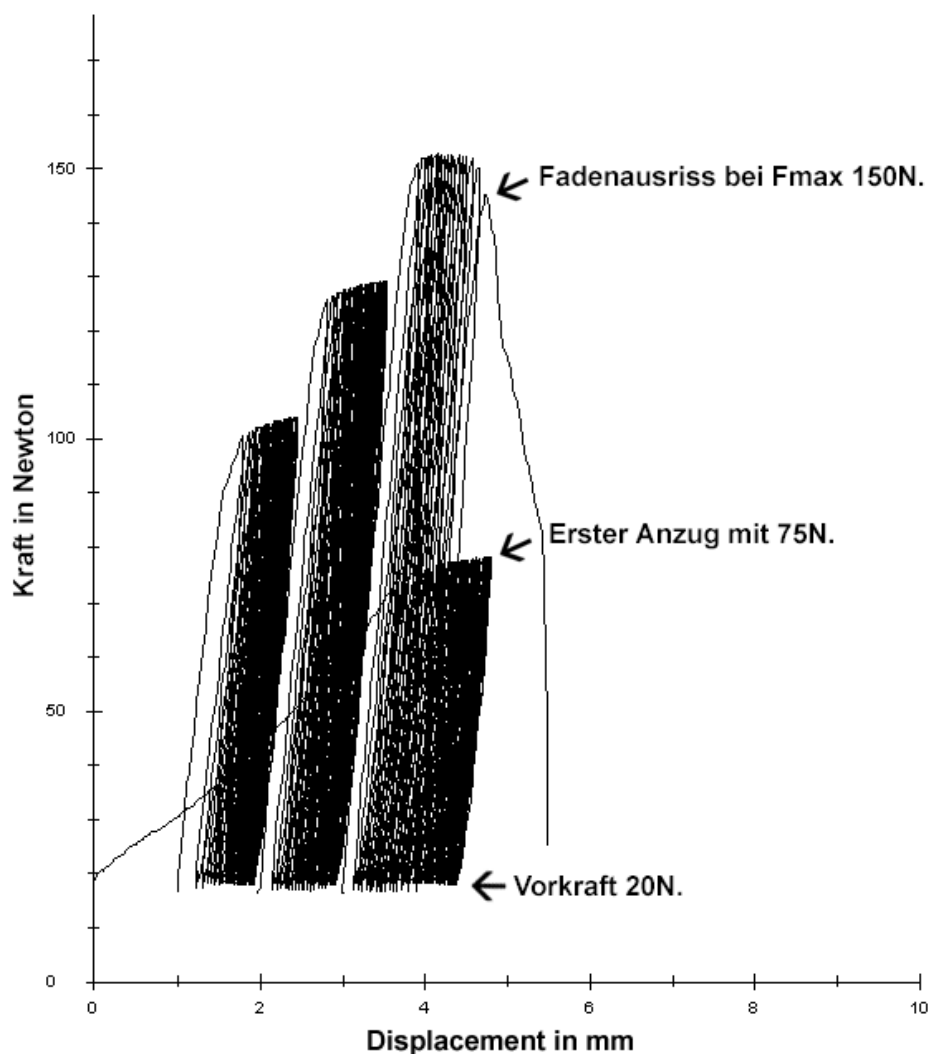


Abb. 21: Kraft-Displacement-Diagramm für die knotenfreien Fadenankersysteme; eine konstante Vorspannung wird mit 20N aufrecht erhalten und pro Kraftstufe – beginnend mit 75N – werden 50 Zyklen durchlaufen, bis es zum Versagen des Systems kommt.

Die maximale Ausreisskraft in Newton [N], die initiale Systemlänge bzw. das System Displacement in Millimetern [mm], und die Versagensmechanismen der jeweiligen Fadenankersysteme wurden dokumentiert:

- Maximale Ausreisskraft (F_{\max}): die maximale Kraftstufe in Newton, die notwendig ist, um ein Versagen im Fadenankersystem zu beobachten.
- System Displacement: die initiale Systemlänge in dem Knochen-Anker-Interface, Anker-Faden-Interface und irreversible Fadenlänge beim ersten Zug mit 75N als Gesamtkomplex.
- Versagensmechanismen:
 - Ankerdislokation: Ausreißen des Ankers mitsamt dem Faden aus dem Tuberculum majus.
 - Fadenausriss: Durchrutschen des Fadens in der Haltevorrichtung des Ankersystems oder durch die verminderten Reibungskräfte im Knochen-Anker-Interface.
 - Fadenruptur: isolierte und vollständige Durchtrennung des Fadens.

2.6. Statistik

Die statistische Datenerhebung, Evaluation, Signifikanzenberechnung und die Visualisierung der Daten erfolgte mit Prism Statistik Software, Version 3.02 für ungepaarte Stichproben (GraphPad Software, San Diego, CA, USA).

Bei den verwendeten Präparaten konnte nicht von einer Normalverteilung ausgegangen werden und zur Prüfung der Signifikanzen wurden ausschließlich nicht-parametrische Testverfahren angewendet.

Zur Analyse der Knochendichte der Präparate wurde der Mann-Whitney U-Test für unabhängige Stichproben angewandt. Der Vergleich der Strahlendichte an den drei verschiedenen Implantationspositionen im Tuberculum majus erfolgte mit dem Friedman-Test für abhängige, nicht-parametrische Stichproben.

Der ebenfalls nicht-parametrische Kruskal-Wallis-Test für unabhängige Stichproben wurde zur Varianzanalyse der fünf verschiedenen knotenfreien Fadenankersysteme verwendet. Signifikanzen in den nicht-parametrischen Tests wurden anschließend mit dem Dunn's Multiple Comparison post hoc Test untereinander verglichen.

Korrelationen wurden mit Hilfe der linearen Regressionsanalyse berechnet. Als die obere Grenze für Signifikanzen wurde das 5% ($p < 0,05$) Signifikanzniveau ausgewählt. Mit der Boxplot-Grafik wurden die Werte visualisiert.

3. Ergebnisse

3.1. Die Knochen- und Strahlendichtemessung

Je zwanzig makroskopisch intakte proximale Humeri mit einem durchschnittlichen Alter von 47,2 vs. 71,8 Jahren und einer gesunden bzw. osteopenen Knochendichte wurden verwendet. Die gesunden Präparate hatten eine durchschnittliche trabekuläre Knochendichte bzw. Bone Mineral Density (BMD) von 139,8 (SD± 36,14) mg Ca²⁺-HA/ml [Calcium-Hydroxylapatit] vs. 51,8 (SD ± 10,69) mg Ca²⁺-HA/ml in der osteopenen Gruppe mit einem statistisch signifikanten Unterschied zwischen den Gruppen ($p < 0,0001$) (**Abb. 22**). Bei fehlenden Standardwerten für die trabekuläre Knochendichtemessung am Humeruskopf, wurde daher die 100 mg Ca²⁺-HA/ml – Grenze als Trennlinie zur Differenzierung zwischen gesund und osteopen ausgewählt [55, 90].

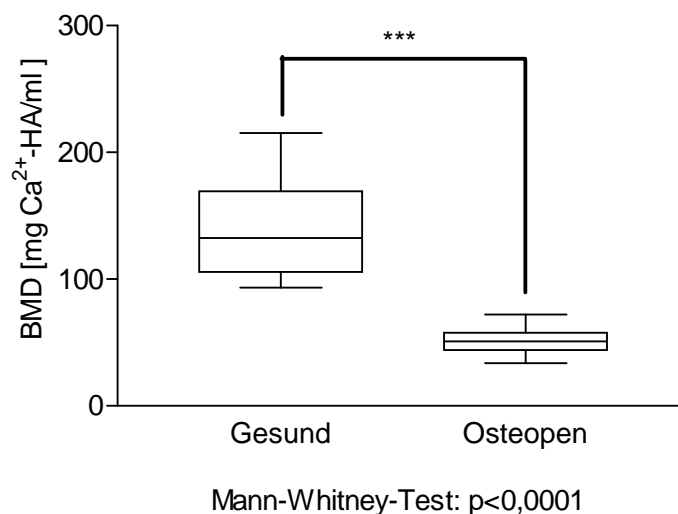


Abb. 22: Mineralsalzgehalt der gesunden und osteopenen Präparate.

Die Strahlendichte der jeweiligen Ankerimplantationsstellen (ROIs) am Tuberculum majus beträgt für die anterioren, mittigen und posterioren Implantationsstellen durchschnittlich 118,3 (SD ±39,01), 113,2 (SD ±55,37) und 109,2 (SD ±47,08) Hounsfield Einheiten ohne Signifikanz im Friedman-Test (**Abb.23**).

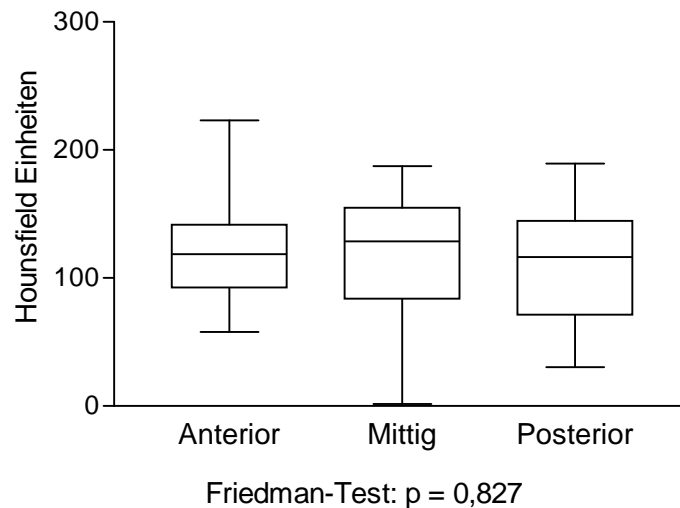


Abb. 23: Strahlendichte der Ankerimplantationsstellen im gesunden Humerus.

Die Summe der durchschnittlichen Strahlendichte der jeweiligen Ankerimplantationsstellen am Tuberculum majus (Regions of Interest) der gesunden bzw. osteopenen Präparate lag bei 113,6 (SD $\pm 46,96$) Hounsfield Einheiten (HE) bzw. 24,89 (SD $\pm 34,71$) Hounsfield Einheiten mit einer deutlichen statistischen Signifikanz ($p < 0,0001$) zwischen den beiden Gruppen (**Abb. 24**).

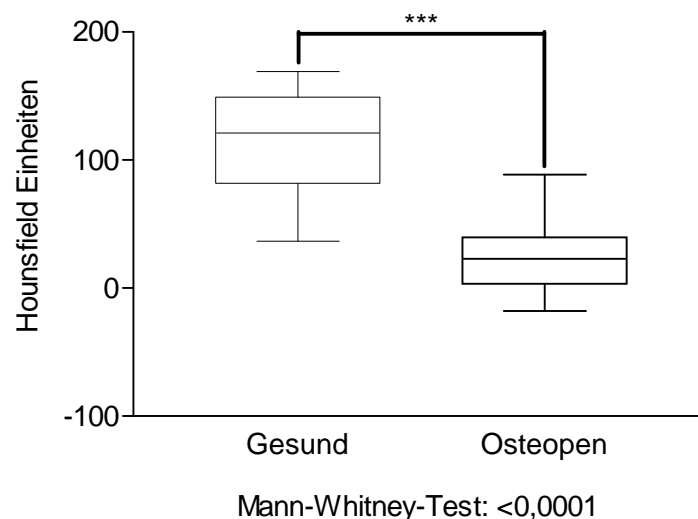


Abb. 24: Strahlendichte der gesunden und osteopenen Präparate.

Im osteopenen Tuberculum majus sind für die anterioren, mittigen und posterioren Implantationsstellen (**Abb.25**) folgende Mittelwerte in HE ermittelt worden: 41,38 (SD $\pm 36,10$), 15,27 (SD $\pm 32,28$), 18,01 (SD $\pm 31,04$). Der Friedman-Test zeigte eine Signifikanz der Implantationsstellen mit $p=0,0005$. In der post-hoc Analyse (Dunn's-Multiple-Comparison-Test) zeigten sich signifikante Unterschiede zwischen der anterioren und mittigen Implantationsstelle ($p < 0,001$) und der anterioren und posterioren Implantationsstelle ($p < 0,01$).

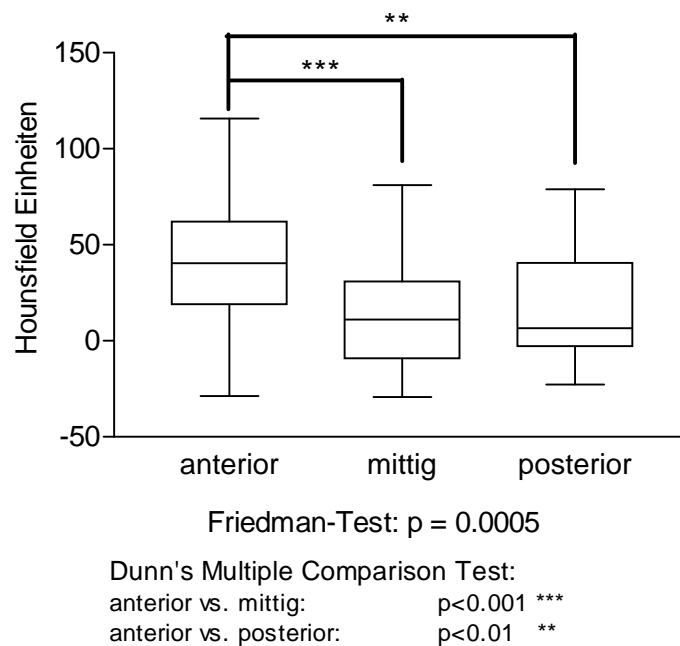


Abb. 25: Strahlendichte der Ankerimplantationsstellen im osteopenen Tuberculum majus.

3.2. Die maximale Ausreisskraft (F_{\max})

Die maximalen Ausreisskräfte der einzelnen knotenfreien Fadenankersysteme reichten von 75N bis 275N. Bei Betrachtung aller Präparate, ohne Differenzierung zwischen gesunder und osteopener Humeri, zeigte sich lediglich im Kruskal-Wallis-Test eine Signifikanz mit $p = 0,0427$, ohne Signifikanzen dagegen im in Anschluss durchgeführten Dunn's Multiple Comparison Test. Das Versalok Ankersystem verzeichnete hierbei die höchsten durchschnittlichen Ausreisskräfte mit 171.3N (SD $\pm 47,49$), gefolgt von SwiveLock mit 166,3N (SD $\pm 60,85$), Kinsa RC mit 146,3N (SD $\pm 38,28$), PushLock mit 142,5N (SD $\pm 60,21$) und Opus Magnum 2 mit 138,8N (SD $\pm 18,98$) (**Abb. 26**).

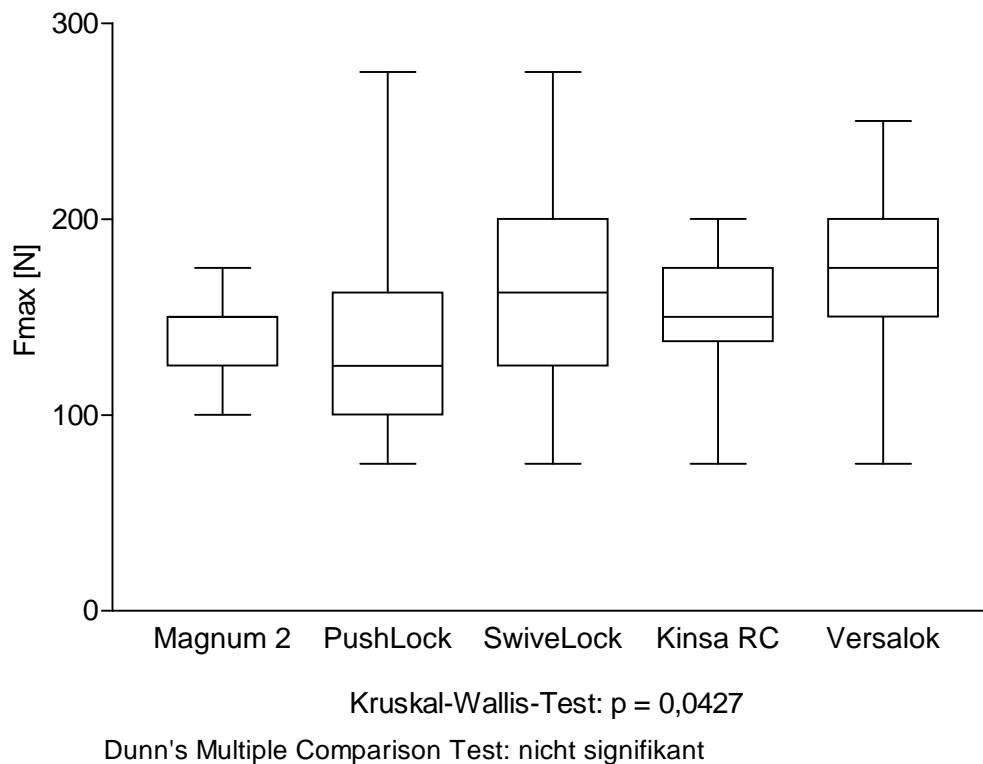


Abb. 26. Maximale Ausreisskräfte der knotenfreien Fadenankersysteme in allen Humeri.

3.3. Einfluss des Mineralsalzgehalts auf die maximale Ausreisskraft

Gruppe: gesunde Humeri

Nach Differenzierung der Präparate in gesund und osteopen zeigte der SwiveLock die höchsten durchschnittlichen Ausreisskräfte mit 202,5N (SD \pm 54,58), gefolgt von Versalok mit 192,5N (SD \pm 35,45), PushLock mit 182,5N (SD \pm 57,8), Kinsa RC mit 165N (SD \pm 24,15) und Opus Magnum mit 142,5N (SD \pm 16,87) in gesunden Humeri. Im anschließenden post hoc Test zeigte sich eine statistische Überlegenheit des Versalok und des SwiveLock Ankersystems gegenüber Opus Magnum 2 ($p < 0.05$) (Abb. 27).

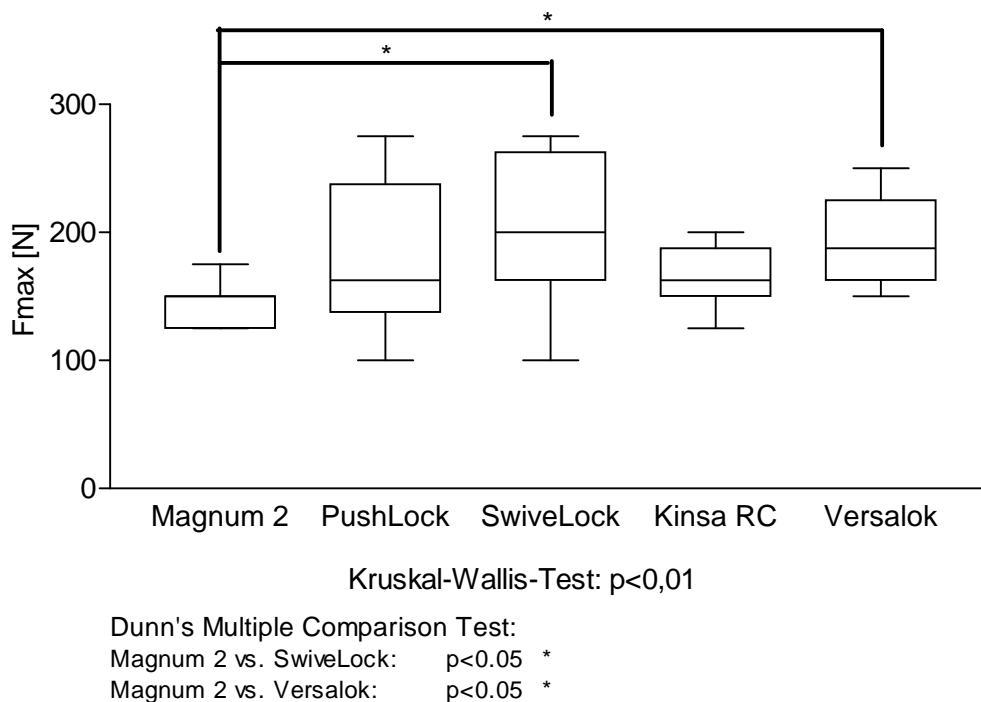


Abb.27: Maximale Ausreisskraft der knotenfreien Fadenankersysteme in gesunden Humeri.

Gruppe: osteopene Humeri

In osteopenen Humeri erzielte das Versalok Ankersystem die höchste durchschnittliche maximale Ausreisskraft mit 150N (SD \pm 50), gefolgt von Opus Magnum 2 mit 135,0N (SD \pm 21,08), SwiveLock mit 130,0N (SD \pm 43,78), Kinsa RC mit 127,5N (SD \pm 41,58) und PushLock mit 102,5 (SD \pm 27,51). Hierbei konnten keine

Signifikanzen zwischen den einzelnen knotenfreien Fadenankersystemen vermerkt werden (**Abb. 28**).

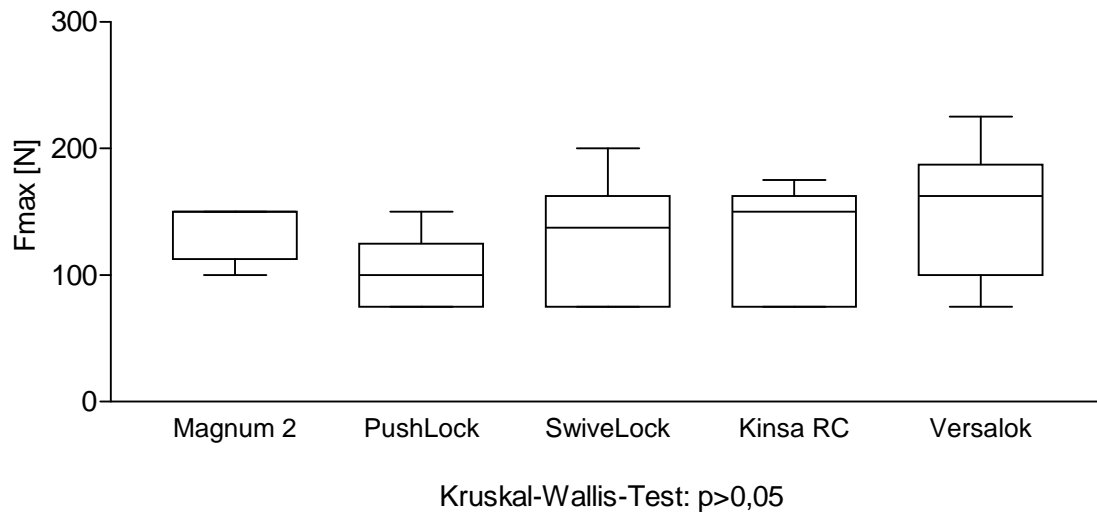


Abb. 28: Maximale Ausreisskraft der knotenfreien Fadenankersysteme in osteopenen Humeri.

Bei der direkten Gegenüberstellung der maximalen Ausreisskräfte der verschiedenen knotenfreien Fadenankersysteme zum Mineralsalzgehalt mit dem Mann-Whitney-Test zeigt sich eine deutliche Verringerung der maximalen Ausreisskräfte für das PushLock und SwiveLock Ankersystem ($p < 0,01$) (**Abb. 29**).

Die Opus Magnum 2, Kinsa RC und Versalok Ankersysteme zeigen vergleichbare maximale Ausreisskräfte unabhängig vom trabekulären Mineralsalzgehalt. Das Opus Magnum 2 Ankersystem zeigt annähernd gleiche maximale Ausreisskräfte mit 142,5N im gesunden bzw. 135,0N im osteopenen Humerus ($p = 0,6305$).

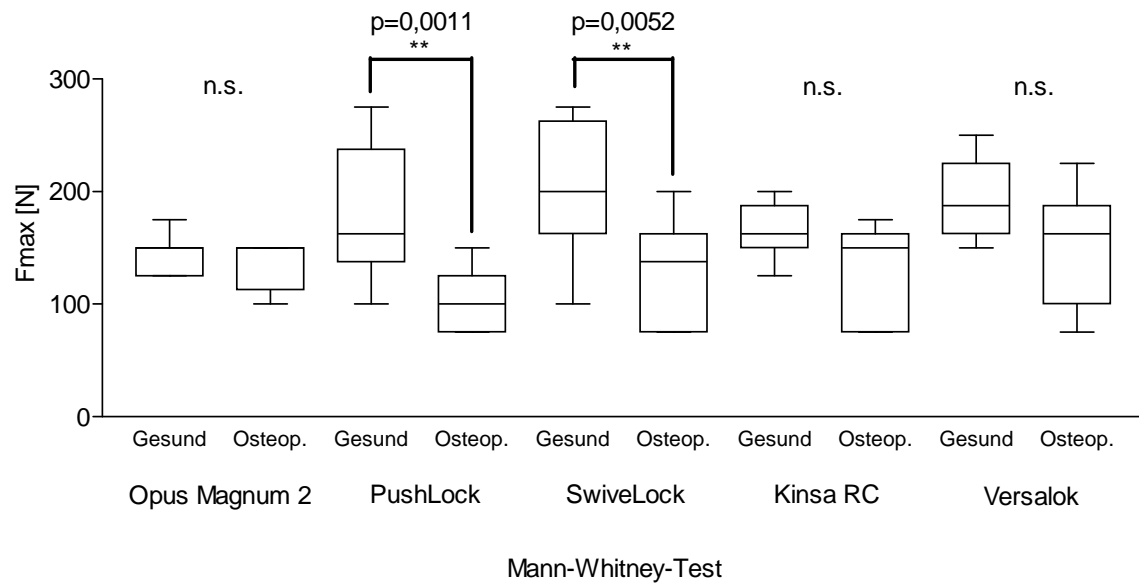


Abb. 29: Direkter Vergleich der maximalen Ausreisskräfte der jeweiligen knotenfreien Fadenankersysteme in gesunden und osteopenen Humeri.

3.4. Korrelation der maximalen Ausreisskraft zur Knochendichte

Bei den PushLock-, SwiveLock- und Kinsa RC- Ankersystemen (**Abb. 30-32**) konnten signifikante positive Korrelationen zwischen der maximalen Ausreisskraft und der Knochendichte (BMD) in mg Ca²⁺-HA/ml ermittelt werden. Bei diesen Ankersystemen kann daher angenommen werden, dass bei zunehmender Knochendichte die maximale Ausreisskraft steigt bzw. vice versa.

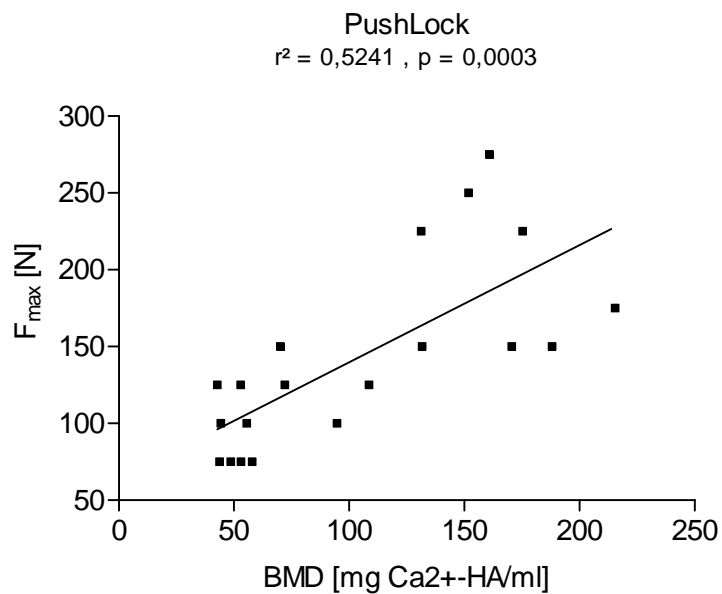


Abb. 30: Korrelation der maximalen Ausreisskraft des PushLock zur Knochendichte.

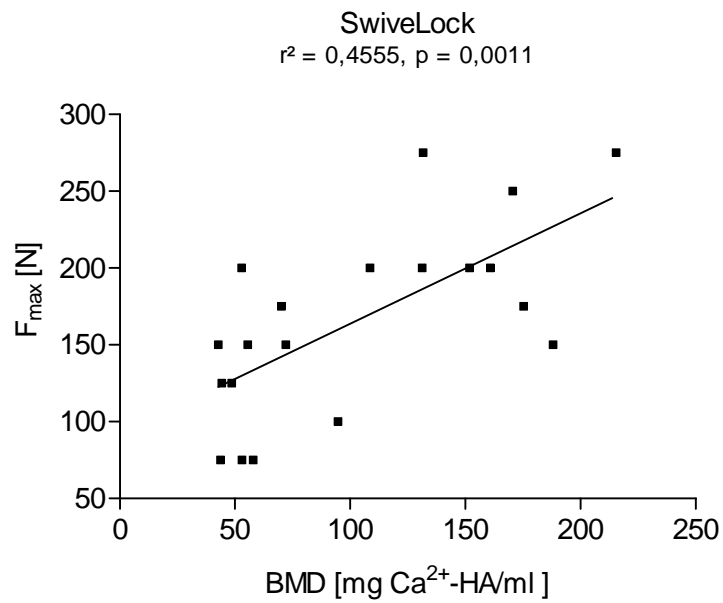


Abb. 31: Korrelation der maximalen Ausreisskraft des SwiveLock zur Knochendichte.

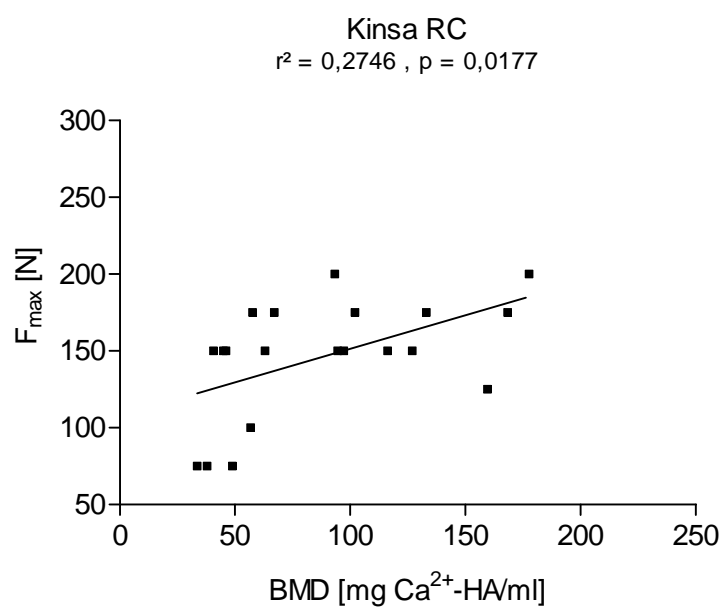


Abb. 32: Korrelation der maximalen Ausreisskraft des Kinsa RC zur Knochendichte.

Nicht signifikant waren hingegen die Korrelationen bei den Opus Magnum 2 und Versalok Ankersystemen (**Abb. 33-34**). Dieses Ergebnis lässt vermuten, dass die maximale Ausreisskraft dieser Ankersysteme unabhängig von der Knochendichte der Präparate ist.

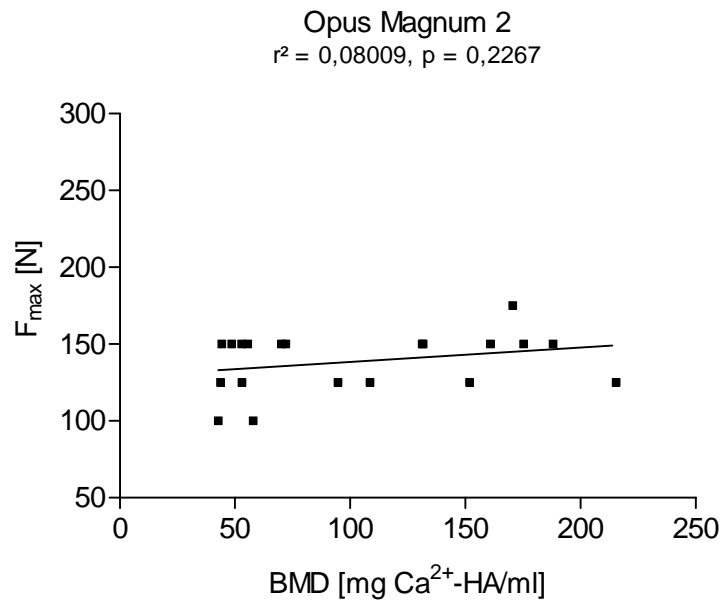


Abb. 33: Korrelation der maximalen Ausreisskraft des Opus Magnum 2 zur Knochendichte.

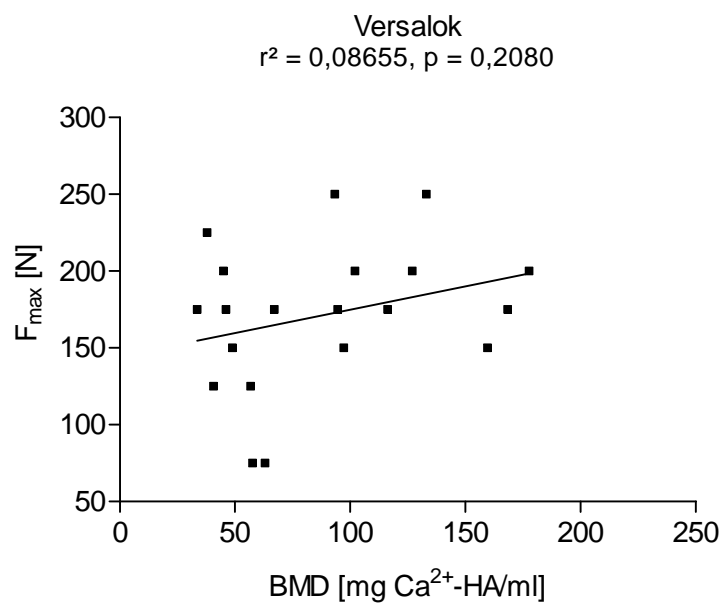
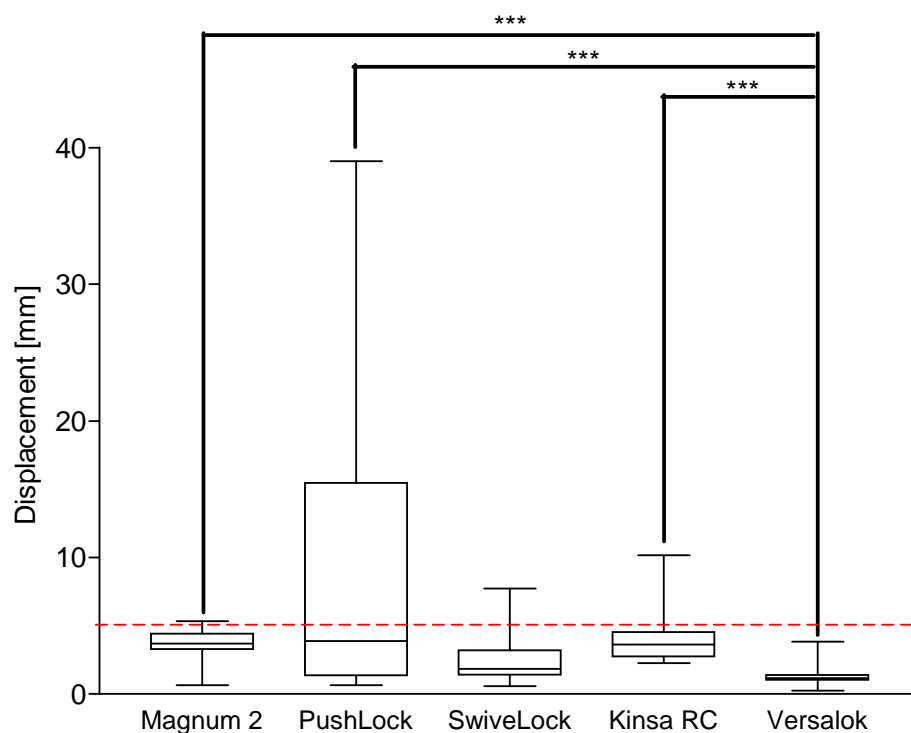


Abb. 34: Korrelation der maximalen Ausreisskraft des Versalok zur Knochendichte.

3.5. Initiales Displacement beim ersten Anzug mit 75 N

Das Displacement nach dem ersten Anzug am knotenfreien Fadenankersystem mit 75N erreichte in den einzelnen Ankersystemen Längungen von 0,24mm bis 39,01mm.

Der Versalok Anker erzielte das geringste Displacement aller Präparate mit 1,26 mm (SD $\pm 0,74$) vor der Differenzierung zwischen gesunder und osteopener Humeri, gefolgt von SwiveLock mit 2,60mm (SD $\pm 1,91$), Opus Magnum 2 mit 3,62mm (SD $\pm 1,14$), Kinsa RC mit 3,94mm (SD $\pm 1,78$) und PushLock mit 9,05mm (SD $\pm 11,4$) (**Abb. 35**). Außer bei dem PushLock Ankersystem lagen alle anderen Ankersysteme im Mittel unter der klinischen Versagensgrenze von 5mm. Mit $p < 0,001$ im Kruskal-Wallis-Test zeigte sich in der post hoc Analyse eine deutliche Signifikanz des Versalok Ankersystems gegenüber Opus Magnum 2, PushLock und Kinsa RC ($p < 0,001$).



Kruskal-Wallis-Test $p < 0,001$

Dunn's Multiple Comparison Test:

Magnum 2 vs. Versalok: $p < 0,001$ ***

PushLock vs. Versalok: $p < 0,001$ ***

Kinsa RC vs. Versalok: $p < 0,001$ ***

Abb. 35: System Displacement der knotenfreien Fadenankersysteme in allen Humeri. Mit der gestrichelten Linie ist die klinische Versagensgrenze von 5mm gekennzeichnet.

3.6. Korrelation des initialen Displacements zur Knochendichte

Gruppe: gesunde Humeri

In gesunden Präparaten lag das mittlere Displacement aller getesteten Anker unter der klinischen Versagensgrenze von 5mm. Den geringsten durchschnittlichen Displacement in gesunden Humeri zeigte der Versalok mit 1,06mm (SD $\pm 0,33$), gefolgt von SwiveLock mit 1,96mm (SD $\pm 1,31$), PushLock mit 1,98mm (SD $\pm 1,39$), Kinsa RC mit 3,47mm (SD $\pm 1,06$) und Opus Magnum 2 mit 3,71mm (SD $\pm 0,71$) (**Abb. 36**). Im Kruskal-Wallis-Test war eine deutliche Signifikanz ($p < 0,0001$) ersichtlich und im post hoc Test kristallisierte sich die statistische Überlegenheit des Versalok zum Opus Magnum 2 und Kinsa RC mit $p < 0,001$ bzw. $p < 0,01$ sowie auch die statistische Überlegenheit von Opus Magnum 2 zum PushLock mit $p < 0,05$. Bis auf den Kinsa RC mit $p = 0,0429$ und einer statistischen Signifikanz zwischen der anterioren und posterioren Implantationsstelle ($p < 0,05$) im post-hoc Test (Dunn's Multiple Comparison Test) hatte die Ankerimplantationsstelle auf die restlichen knotenfreien Fadenanker keinen Einfluss.

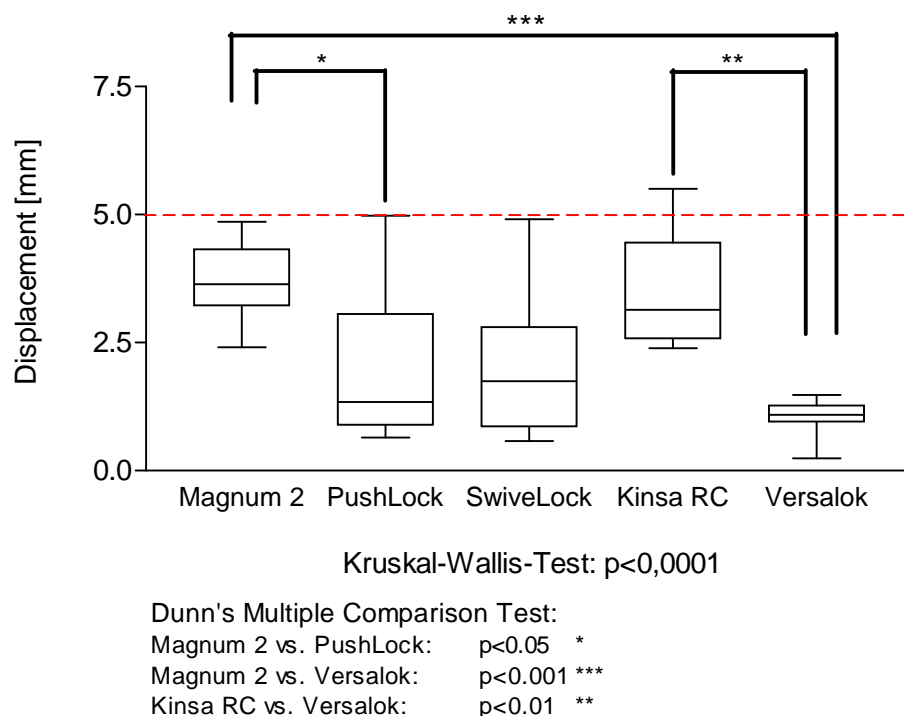


Abb. 36: System Displacement der knotenfreien Fadenankersysteme in gesunden Humeri. Mit der gestrichelten Linie ist die klinische Versagensgrenze von 5mm gekennzeichnet.

Gruppe: osteopene Humeri

Das geringste Displacement in osteopenen Humeri zeigte auch hier der Versalok mit 1,47mm (SD $\pm 0,97$), gefolgt von SwiveLock mit 3,23mm (SD $\pm 2,25$), Opus Magnum 2 mit 3,53mm (SD $\pm 1,50$), Kinsa RC mit 4,41mm (SD $\pm 2,25$) und PushLock mit 16,11mm (SD $\pm 12,71$) (**Abb. 37**). Das mittlere Displacement von PushLock lag deutlich über der klinischen Versagensgrenze von 5mm, wohingegen alle anderen Ankersysteme darunter lagen. Jedoch wiesen auch der SwiveLock, Opus Magnum 2 und der Kinsa RC einzelne Werte über 5mm auf. Lediglich der Versalok hatte in keiner Messung eine Überschreitung der 5mm Versagensgrenze. Die Ankerimplantationsstelle zeigte nur für den Opus Magnum 2 ($p=0,0429$) eine statistische Signifikanz gegenüber den anderen Ankersystemen. Zwischen der anterioren und posterioren Implantationsstelle konnte im post-hoc Test (Dunn's Multiple Comparison Test) eine Signifikanz ($p < 0,05$) bei dem Opus Magnum 2 festgestellt werden.

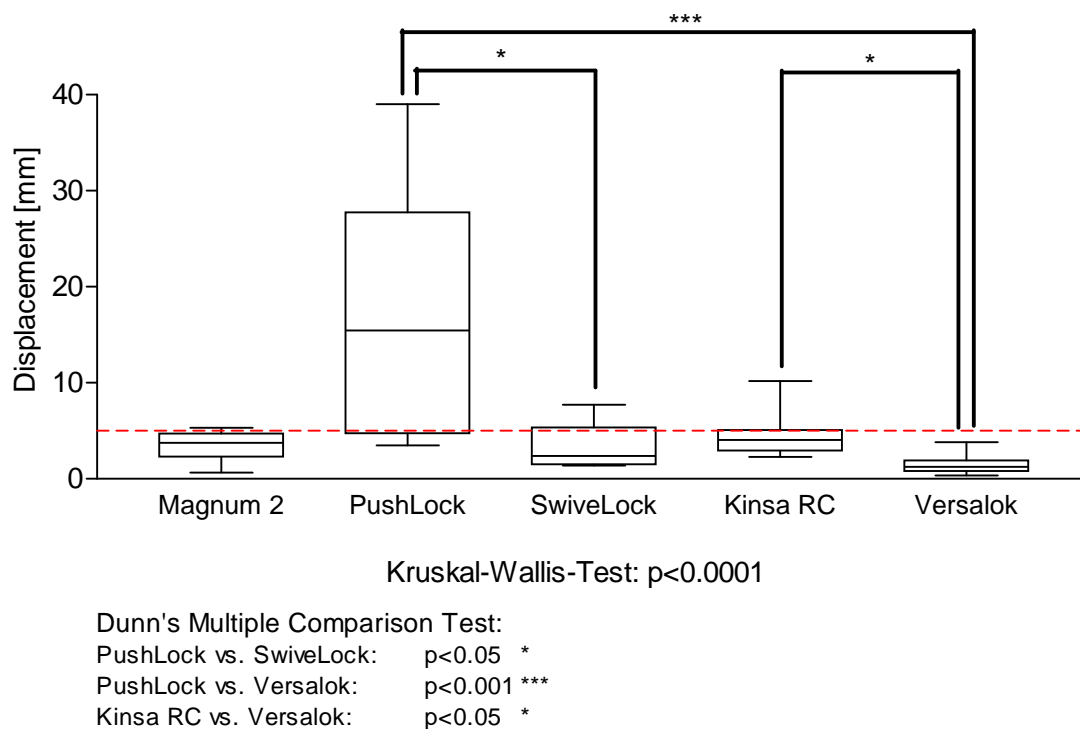


Abb. 37: System Displacement der knotenfreien Fadenankersysteme in osteopenen Humeri. Mit der gestrichelten Linie ist die klinische Versagensgrenze von 5mm gekennzeichnet.

Bei einer direkten Gegenüberstellung des Displacements der verschiedenen knotenfreien Fadenankersysteme zur Knochendichte mit dem Mann-Whitney-Test wird ersichtlich, dass nur der PushLock eine Signifikanz zwischen den beiden Gruppen zeigt (**Abb. 38**). Bei den restlichen knotenfreien Fadenankern ist das Displacement unabhängig von der trabekulären Knochendichte.

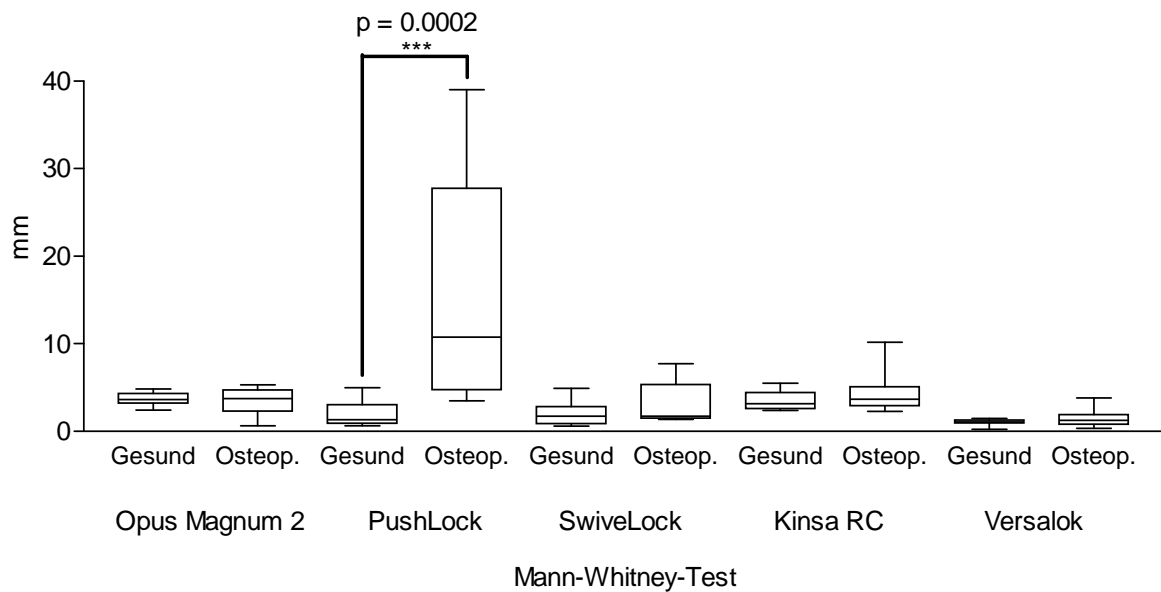


Abb. 38: Direkter Vergleich des System Displacement der jeweiligen knotenfreien Fadenankersysteme in gesunden und osteopenen Humeri.

Bei dem PushLock-Ankersystemen konnte eine signifikante negative Korrelation zwischen dem Displacement und der Knochendichte (BMD) in mg Ca²⁺-HA/ml ermittelt werden (**Abb. 39**). Basierend auf diesen Werten kann vermutet werden, dass hier bei einer Zunahme der Knochendichte das Displacement geringer wird.

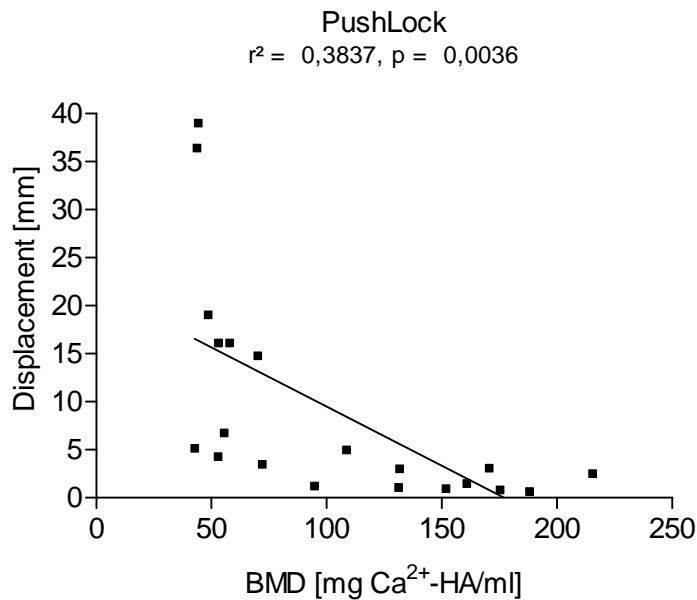


Abb. 39: Korrelation des System Displacement des PushLock zur Knochendichte.

Die Korrelation beim Opus Magnum 2-, SwiveLock-, Kinsa RC- und Versalok-Ankersystem war jeweils statistisch nicht signifikant (**Abb. 40-43**). Diese Ergebnisse führen zu der Annahme, dass das Displacement dieser knotenfreien Fadenankersysteme, unabhängig von der Knochendichte der jeweiligen Präparate ist.

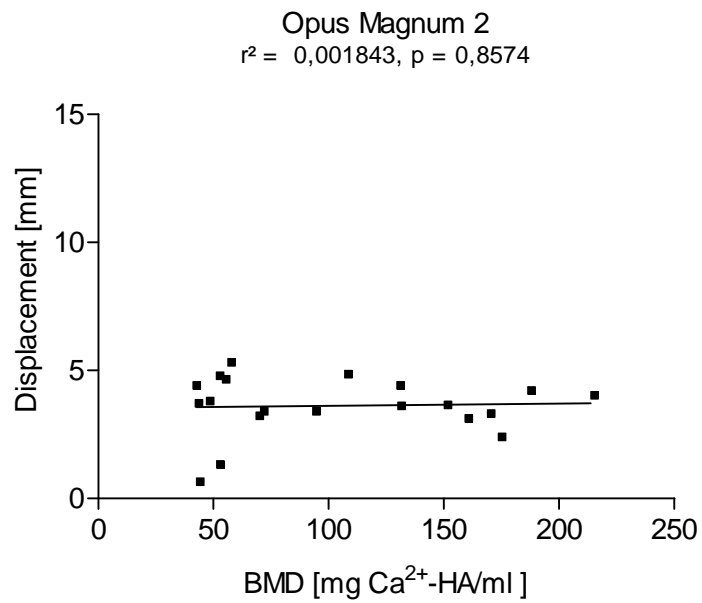


Abb. 40: Korrelation des System Displacement des Opus Magnum 2 zur Knochendichte.

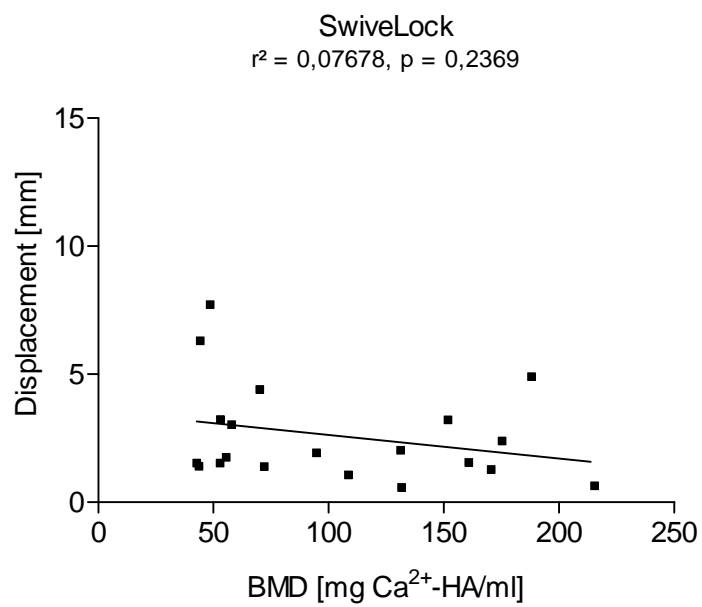


Abb. 41: Korrelation des System Displacement des SwiveLock zur Knochendichte.

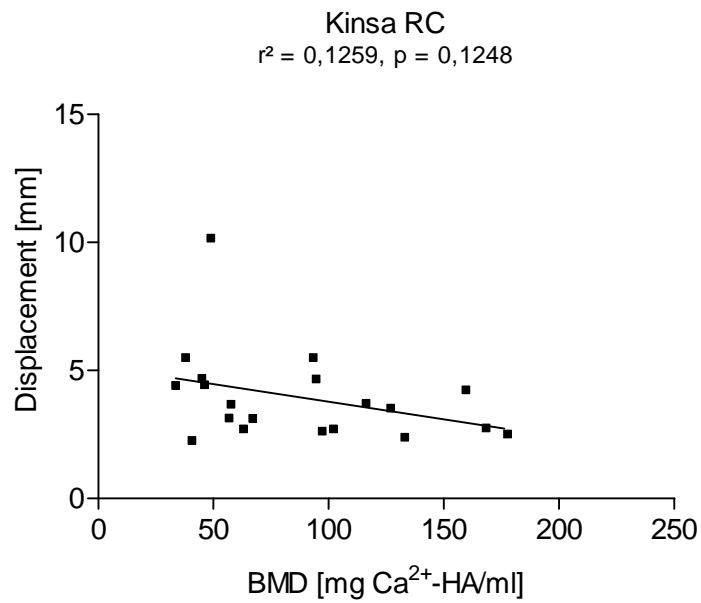


Abb. 42: Korrelation des System Displacement des Kinsa RC zur Knochendichte.

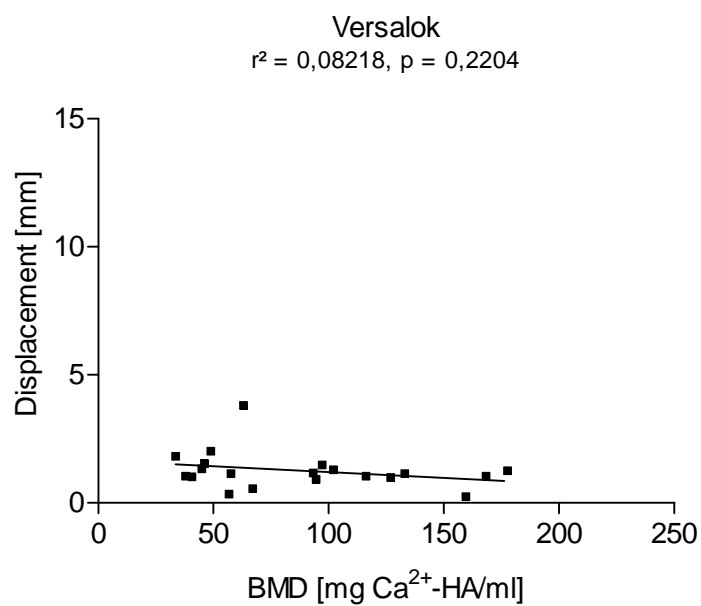


Abb. 43: Korrelation des System Displacement des Versalok zur Knochendichte.

3.7. Die Versagensmechanismen

Als potentielle Versagensmechanismen in dieser experimentellen Testung konnten Ankerdislokationen, Fadenausrisse aus dem Anker bzw. Knochen und Fadenrisse unterschieden werden (Tab. 04).

Als **Ankerdislokation** wurde das Ausreißen des Ankers mitsamt dem Faden aus dem Tuberculum majus bezeichnet.

Mit dem Begriff des **Fadenausrisses** (engl. *suture slippage*) wurde das Durchrutschen des Fadens in der Fadenhaltevorrichtung des Ankersystems, wie z.B. beim Opus Magnum 2 zwischen dem Verriegelungsbolzen und dem zylindrischen Ankerschaft oder durch die verminderten Reibungskräfte im Knochen-Anker-Interface im Fall von dem PushLock Ankersystem bezeichnet.

Als **Fadenriss** wurde die isolierte, vollständige Durchtrennung des Fadens definiert.

In den gesunden Humeri dominierten die Fadenausrisse ($n = 34$). In osteopenen Humeri waren die Ankerdislokationen ($n = 23$) und die Fadenausrisse ($n = 25$) die häufigsten Versagensmechanismen.

Bei Opus Magnum 2 Ankersystemen waren Fadenausrisse, in gesunden wie auch in osteopenen Humeri, der häufigste Versagensmechanismus. Dies ist bedingt durch die insuffiziente Verkeilung des Fadens im zylindrischen Schaft des Ankers durch den von proximal nach distal geschobenen Metallbolzen bei höheren Ausreisskräften. Die Opus Magnum 2 Ankersysteme versagten im Mittel bei einer maximalen Ausreisskraft von 138,8N für alle getesteten Humeri.

Fadenausrisse waren auch beim PushLock Ankersystem in gesunden sowie auch in osteopenen Humeri der führende Versagensmechanismus. Das SwiveLock Ankersystem zeigte bezüglich des Verhältnisses zwischen Fadenriss und Ankerdislokation eine annähernd reziproke Verteilung in gesunden und osteopenen Humeri mit 7:3 bzw. 2:8. Das Kinsa RC Ankersystem verzeichnete in osteopenen Humeri sieben Fadenausrisse und drei Ankerdislokationen, wohingegen in gesunden Humeri ausschließlich Fadenausrisse als Versagensmechanismus erfasst werden konnten. Fadenrisse konnten ausschließlich bei dem Versalok Ankersystem

beobachtet werden. In osteopenem Humeri rupturierte der Faden lediglich zweimal bei maximalen Ausreisskräften von 175N und 225N. In den gesunden Humeri hingegen konnten dreimal so viele Fadenrupturen protokolliert werden bei maximalen Ausreisskräften von 150N bis 250N. Die Risse des Orthocord-Fadens ereigneten sich bei einer durchschnittlichen maximalen Ausreisskraft von 200N [n = 8 Fadenrisse; gesunde und osteopene Humeri], hauptsächlich an der Kante der PEEK Hülse, nachdem der Titankörper während des Auslösens durch die Hülse umschlungen worden ist. Fadenrupturen sind auch der vorwiegende Versagensmechanismus für das Versalok Ankersystem im gesunden Humerus.

Knochen- Qualität	Gesund				Osteopen			
Versagens- mechanismus	Fmax [N]	Faden- Ausriss	Faden- Ruptur	Anker- Dislokation	Fmax [N]	Faden- Ausriss	Faden- Ruptur	Anker- Dislokation
Opus Magnum 2	142.5	9	0	1	135	7	0	3
PushLock	182.5	6	0	4	102.5	8	0	2
SwiveLock	202.5	7	0	3	130	2	0	8
Kinsa RC	165	10	0	0	127.5	7	0	3
Versalok	192.5	2	6	2	150	1	2	7
Σ		34	6	10		25	2	23

Tab. 05: Versagensmechanismen der knotenfreien Fadenankersysteme

4. Diskussion

4.1. Allgemeines

Die arthroskopische Rotatorenmanschettenversorgung bleibt weiterhin ein anspruchsvoller Eingriff. Obwohl die arthroskopische Rotatorenmanschettenversorgung häufig indiziert wird [76], stellt es weiterhin eine große Herausforderung in der Schulterchirurgie dar. Nicht nur die Operationstechnik und die Biologie sind ausschlaggebend für das postoperative Ergebnis, sondern auch die Auswahl der Verankerungsmöglichkeiten. Daher ist es unerlässlich, neue Verankerungssysteme ausführlich klinisch zu testen, um einen Vergleich zu etablierten Maßnahmen ziehen zu können.

Die Ergebnisse dieser Studie zeigen, dass die getesteten knotenfreien Fadenankersysteme eine vergleichbare Primärstabilität besitzen wie einige konventionelle Fadenankersysteme in der gängigen Literatur [93, 108]. In einer Studie durch Pietschmann et al [93] mit einem identischen Versuchsaufbau wie in dieser Studie zeigte der press-fit Anker Bioknotless RC bei dem ersten Anzug unabhängig von dem Mineralsalzgehalt ein klinisch inakzeptables und signifikantes System Displacement von 15.3mm (SD ± 5.3 mm) nach dem ersten Anzug im Gegensatz zu den konventionellen Fadenankern UltraSorb (Kippanker / 2.7mm SD ± 1.1 mm) und Super Revo 5mm (titan Schraubanker / 2.1mm SD ± 1.6 mm) (beide Anker von ConMed Linvatec, Utica, NY, USA). Der Bioknotless RC wurde speziell für die Verwendung an der Rotatorenmanschette entwickelt und basiert auf dem „Bioknotless“ Anker, der bei Stabilisierungsoperationen zur Wiederanheftung des Labrum am Glenoid benutzt wird. Es handelt sich bei dem Bioknotless RC um einen knotenfreien press-fit Anker, der subkortikal in der Spongiosa des Tub. majus appliziert wird. Pietschmann et al konnten zeigen, dass sich der Bioknotless RC Anker nicht nur insuffizient in der Spongiosa press-fit verankert, sondern auch durch den Zug der Sehne um die eigene Achse rotiert, bis er sich subkortikal verklemmt hat [93]. Sobald die Verkeilung abgeschlossen ist, präsentiert der Bioknotless RC gute maximale Ausreisskräfte unabhängig von der Knochendichte. Jedoch benötigt er eine gewisse Strecke, bis er sich fest verkeilt hat, so dass es zu dem großen Displacement kommt. Pietschmann et al [93] konnten ebenfalls zeigen, dass die

maximale Ausreisskraft vom Bioknotless RC keine Signifikanzen zu den getesteten konventionellen Ankern zeigte. Das beim Bioknotless RC bereits beim ersten Anzug beobachtete Displacement ist durch das spezifische Design des Bioknotless RC bedingt. Knotenlose Fadenanker weisen Vorteile beim intra-operativen Handling auf und können, abhängig vom Design, eine gleiche Primärstabilität wie die herkömmlichen Fadenanker besitzen.

Die teilweise sehr hohen Ausreisskräfte, die in der Literatur mit Werten bis über 700N angegeben werden, müssen kritisch betrachtet werden, da diese Testungen wie z. B. von Barber et al häufig an porcinen Femora oder anderen tierischen Knochen durchgeführt worden sind [4-8]. Darüber hinaus verwenden diverse Autoren statt des mitgelieferten Nahtmaterials Stahlseile oder Angelleinen zur Testung [8]. Diese Studien eignen sich nicht als Grundlage für eine Bewertung der getesteten Anker hinsichtlich der zu erwarteten klinischen Leistung. Unabhängig vom Testprotokoll zeigten alle getesteten knotenfreien Fadenankersysteme unterschiedliche Probleme, die zu einem vorzeitigen Versagen der Rotatorenmanschettenrekonstruktion führen können.

4.2. Einfluss der Knochendichte und der Implantationsstelle auf die Primärstabilität

Mit zunehmendem Alter steigt nicht nur die Prävalenz der Rotatorenmanschetten-Rupturen an, sondern auch die Prävalenz der Osteoporose [10, 51, 55, 85, 90, 106, 118, 126]. Der metabolisch aktivere trabekuläre Knochen reagiert schneller auf die Osteoporose als der trägere kortikale Knochen [58]. Daraus wird ersichtlich, dass bei einer Abnahme der Knochendichte die Verankerung von Fadenankern bzw. Transossärnähten durch die pathologisch veränderte Mikroarchitektur beeinflusst wird [20, 42, 67, 78, 83, 93-95, 120-121]. Lediglich zwei Studien konnten keine Assoziation zwischen der Knochendichte des Humeruskopfes und der Primärstabilität von RM-Versorgungstechniken verzeichnen [3, 46].

Meyer et al untersuchten per Mikro-Computertomographie (μ -CT) die Beschaffenheit von humanen Humerusköpfen am Kadaverpräparat mit und ohne vollständige RM-Rupturen und stellten fest, dass bei einer vorliegenden RM-Ruptur die trabekuläre Knochendichte im Tuberculum majus bis zu 50% niedriger ist als in der Vergleichsgruppe ohne RM-Ruptur. Darüber hinaus zeigt sich, dass die trabekuläre Knochendichte im Tuberculum majus signifikant niedriger ist als die trabekuläre Knochendichte unterhalb der humeralen Gelenkfläche im Humeruskopf [83].

Tingart et al analysierten die Primärstabilität eines Metallankers und untersuchten mit der quantitativen Computertomographie die Knochendichte der beiden Tubercula [121]. Die Ergebnisse zeigten, dass im proximalen Anteil des Tuberculum majus die trabekuläre Knochendichte in der posterioren Region signifikant höher ist als in den anterioren oder mittigen Regionen und dass die maximale Ausreisskraft des Metallankers signifikant höher in den anterioren und mittigen Regionen ist als in der posterioren Region [121]. Eine signifikante Korrelation zwischen der trabekulären Knochendichte und der maximalen Ausreisskraft wurde berechnet, aber eine Aussage zur der Korrelation der individuellen Implantationsstellen und der maximalen Ausreisskraft wurde nicht berücksichtigt [121]. Im Gegensatz zu Tingart et al [121] wo zwischen osteopen/-porotisch und gesund nicht unterschieden worden ist, konnte in dieser Studie festgestellt werden, dass HE Unterschiede zwischen den jeweiligen Ankerimplantationsstellen nur im osteopenen Tuberculum majus existieren und im gesunden nicht.

Mit der Implantationsstelle befassten sich auch Barber et al mit dem Ergebnis, dass höhere maximale Ausreisskräfte in der posterioren Region des Tuberculum majus erreicht werden, aber ein signifikanter Unterschied bezüglich der Implantationsstellen und der Knochendichte nicht ermittelt werden konnte [3].

In unserer Studie wurden die Anker in anterioren, mittigen und posterioren Implantationsstellen regelmäßig alterniert, um potentielle Knochendichteunterschiede zu vermeiden. Die Strahlendichtewerte (HE) der jeweiligen Implantationsstellen im osteopenen trabekulären Knochen zeigten im Gegensatz zu Tingart et al [121] und Barber et al [3] signifikante Unterschiede zwischen der anterioren und mittigen bzw. anterioren und posterioren Implantationsstelle. In der gesunden Gruppe konnten keine signifikanten Unterschiede festgestellt werden.

In dieser Studie wird deutlich, dass die Abnahme der trabekulären Knochendichte die Primärstabilität der knotenfreien Fadenankersysteme beeinflusst. Nicht nur sind die mittleren maximalen Ausreisskräfte in den gesunden Humeri höher als in den osteopenen, sondern es können auch signifikante Differenzen hinsichtlich der Ausreisskraft und der Knochendichte beim PushLock und SwiveLock, die primär durch Kraftschluß verankern und von der intakten Mikroarchitektur des trabekulären Knochens abhängig sind, verzeichnet werden. Diese Aussage lässt sich mit der Korrelationsanalyse der maximalen Ausreisskraft zur Knochendichte zusätzlich bekräftigen.

Der Einfluss der trabekulären Knochendichte spiegelt sich nicht in den Versagensmechanismen der knotenfreien Ankersysteme wieder. Während die Zahl der Fadenausrisse im gesunden Knochen überwiegt, steigt im osteopenen Knochen die Frequenz der Ankerdislokationen im Verhältnis 34:10 bzw. 25:23 nicht signifikant an.

Aus den Ergebnissen lässt sich grundsätzlich schlussfolgern, dass vor allem die durch Kraftschluß fixierenden knotenfreien Fadenanker eine Abhängigkeit von der trabekulären Knochendichte des Humerus vorweisen. Im Gegensatz dazu zeigen die durch Formschluß subkortikal verkeilenden Ankersysteme Opus Magnum 2 und

Versalok keine signifikante Abhängigkeit von der trabekulären Knochendichte auf. Durch das vorzeitige Versagen der Fadenhaltevorrichtung beim Opus Magnum bzw. die Frequenz der Fadenrupturen des Versalok können diese knotenfreien Ankersysteme ihre möglicherweise noch höher liegende primäre Verankerungsfestigkeit im Knochen nicht vollständig und uneingeschränkt entfalten. Auch die Primärstabilität des Kinsa RC ist unbeeinflusst durch die trabekuläre Knochendichte, da dieser Anker hauptsächlich kortikal fixiert und das Displacement auf den insuffizienten Knoten im Ankerschaft zurückzuführen ist.

4.3. System Displacement

Das Problem des System Displacement, die Summe der initialen Dislokation des knotenfreien Fadenankers im Knochen und die irreversible Fadenlängung bei 75N ist kein grundsätzliches Problem der knotenfreien Fadenanker. Ein System Displacement von 10mm wird als komplettes Versagen der Rotatorenmanschettenrekonstruktion angesehen, wohingegen eine 5mm Gap Formation, zwischen Sehne und Knochen, als 50%iges Versagen in der Literatur betrachtet wird [23-24, 42, 46, 66, 108]. Im Gegensatz zu Lee et al, der eine vollständige Rotatorenmanschettenrekonstruktion mit Sehne im bovinen Tiermodell biomechanisch testete und das komplette Versagen bei 10 mm angesetzt hatte, untersuchten wir ausschließlich das „Knochen-Anker-Faden“ System und definierten daher das klinische Versagen bereits ab einem 5mm Displacement [66]. Eine Überschreitung dieser Schwelle könnte dazu führen, dass es zu einem Kontaktverlust der Sehne am Tuberculum majus kommt und somit das Anwachsen gefährdet wird. Das System Displacement und das dadurch resultierende klinische Versagen werden letztendlich durch das Design der knotenfreien Fadenankersysteme, die damit verbundene Verriegelung des Ankers im Knochen und durch die Fadenhaltevorrichtung beeinflusst.

4.4. Einfluss des Designs auf die maximale Ausreisskraft und System Displacement

In dieser Studie konnte gezeigt werden, dass die maximale Ausreisskraft von dem Design der knotenfreien Fadenankersysteme, unter Berücksichtigung der Fixationseigenschaften im Knochen, beeinflusst wird. Die zwei Ankersysteme, die durch das Prinzip des Formschlusses verkeilen, Opus Magnum 2 und Versalok, zeigten in gesunden wie auch in osteopenen Humeri maximale Ausreisskräfte, die unabhängig von der Knochendichte der Präparate sind. Diese Aussage wird, unter Berücksichtigung der Nichtsignifikanz der Ausreisskräfte in der Korrelationsstatistik für die beiden Ankersysteme, verstärkt.

Keiner der getesteten Anker weist im osteopenen Knochen eine signifikante Überlegenheit hinsichtlich der maximalen Ausreisskraft auf, wobei der Versalok, gefolgt vom Opus Magnum 2, die höchsten Versagenswerte im osteopenen Knochen zeigte.

Das Opus Magnum 2 Ankersystem weist auf den ersten Blick eine unzufriedenstellende Primärstabilität in gesunden Humeri auf, wohingegen in osteopenem Knochen die Resultate mit den anderen Ankersystemen vergleichbar sind. Bei einem direkten Vergleich der maximalen Ausreisskräfte unter Berücksichtigung der Einteilung der Präparate in gesund und osteopen zeigt das Opus Magnum 2 Ankersystem annähernd identische maximale Ausreisskräfte von ca. 140N. Dieses Phänomen lässt sich durch das vorzeitige Versagen der Fadenhaltevorrichtung erklären. Das mechanische Konzept der subkortikalen Formschlussverankerung überzeugt trotzdem, vor allem dadurch, dass dieses Prinzip der Verriegelung unabhängig von der trabekulären Knochendichte ist. Dennoch ist es hier unerlässlich, die Technik hinsichtlich der Fadenhaltevorrichtung bei dem Opus Magnum 2 zu optimieren.

Die durch das Prinzip des Kraftschlusses fixierenden knotenfreien Fadenankersysteme konnten in press-fit- und Schraubanker unterteilt werden. Lediglich der Kinsa RC besitzt zugleich press-fit- und Schraubanker-Eigenschaften.

Da der Kinsa RC in seinem proximalen Anteil ein kortikal fassendes Schraubgewinde besitzt, zeigten die maximalen Ausreisskräfte dementsprechend keine Abhängigkeiten von der trabekulären Knochendichte.

Die maximalen Ausreisskräfte von PushLock und SwiveLock zeigen signifikante Unterschiede, abhängig von der Knochendichte. In gesunden Humeri sind die maximalen Ausreisskräfte vergleichbar mit denen der anderen Fadenanker, da hier die intakte trabekuläre Mikroarchitektur eine bessere Fixation des Ankers und ein gutes Verkleben des Fadens zwischen Ankeraußenfläche und Spongiosa erlaubt. Da die Osteopenie bzw. Osteoporose zuerst die trabekuläre Knochenstruktur betrifft, sind die Ausreisskräfte im osteopenen Knochen bei diesen zwei Ankern daher auch niedriger, verglichen mit denen der gesunden Gruppe [58]. Mit seinem breiten Schraubgewinde fasst der SwiveLock primär trabekulär und nur geringfügig kortikal. Bei beiden Systemen erfolgt die Sicherung des Nahtmaterials durch ein Verkleben des selbigen zwischen dem Anker und der Spongiosa. Folgerichtig kommt es zu einer deutlich schlechteren Ausreisskraft im osteopenen Knochen.

Bei dem Opus Magnum 2, Kinsa RC und Versalok Ankersystemen haben die Fixationseigenschaften im Knochen keinen Einfluss auf das Displacement, da die Fäden entweder im Ankerkörper innen verkeilt bzw. verriegelt werden. Bei dem PushLock- und SwiveLock-Anker sieht das wiederum anders aus, da der Faden durch Kraftschluss zwischen dem Anker und dem Knochen geklemmt wird. Bei Abnahme der Knochendichte zeigt sich beim PushLock eine negative Korrelation und somit kann bei einer Abnahme der Knochendichte ein zunehmendes Displacement verzeichnet werden.

4.5. Einfluss des Ankerimplantationswinkels

Burkhart postulierte in seiner „Deadman Theory“ von 1995, dass die maximale Ausreisskraft einer RM-Rekonstruktion von dem Implantationswinkel positiv beeinflusst wird und dass mit einem Implantationswinkel von $\leq 45^\circ$ zur Zugrichtung der RM-Sehne maximale Ausreisskräfte erzielt werden können [22]. Diese Theorie des optimalen Implantationswinkels wurde in den Folgejahren mehrfach in verschiedenen Protokollen angewandt. Diese These wurde durch Liporace et al widerlegt; sie konnten bei Implantationswinkeln von 30° , 45° , 75° oder 90° keinen signifikanten Einfluss auf die maximale Ausreisskraft verzeichnen [72].

Die Implantationswinkel der knotenfreien Fadenankersysteme in dieser Studie waren allesamt unterschiedlich. Bei dem PushLock und SwiveLock Ankersystem wird ein Implantationswinkel von 45° empfohlen nach Burkharth's „Deadman Theory“, um ein optimales Ergebnis zu gewährleisten. Diese Empfehlung ist nicht verwunderlich, da beide Ankersysteme von Burkhart selbst mitentwickelt worden sind (www.arthrex.com). Die Ankersysteme Opus Magnum 2, Kinsa RC und Versalok wurden allesamt nach Herstellerangaben bzw. perpendicular zur Oberfläche des Tuberculum majus implantiert ohne Berücksichtigung von Burkharts „Deadman Theory“. Im Fall vom Opus Magnum 2 zum Beispiel ist es bei einem schrägen Implantationswinkel nicht möglich, die zwei „Flügelchen“ subkortikal aufzustellen. Bei einem schrägen Implantationswinkel ist die subkortikale Sicherung des Versaloks nicht möglich, und bei dem Kinsa RC kommt es zu einer insuffizienten und unvollständigen kortikalen Verschraubung im proximalen Anteil.

4.6. Einfluss des Ankermaterials

Die Anker in dieser Studie bestehen hauptsächlich aus chirurgischem Edelstahl, PLLA, PEEK und Titan. Jedes dieser Materialien besitzt charakteristische Eigenschaften die unter anderem die potentielle Primärstabilität der RM-Rekonstruktion beeinflussen können.

Bei chirurgischem Edelstahl und Titan handelt es sich um zwei sehr korrosionsbeständige und inerte Stoffe mit einer sehr hohen Festigkeit. Biologische Reaktionen auf diese Stoffe sind daher extrem selten, da diese Materialien das Gewebe-Milieu kaum beeinflussen. Nichtsdestotrotz werden vereinzelt Fälle beschrieben, in dem es zu einer Fremdkörperreaktion kommt, aber diese sind eher auf die verschiedenen Legierungen mit anderen Metallen wie Nickel etc. des Edelstahls zurückzuführen [69, 71, 97, 114]. Biologische Reaktionen auf Titan sind noch seltener und bis dato ist nur ein einziger Fall von einer Reaktion auf einen Titan-Fadenanker bei einer RM-Versorgung beschrieben [1, 27, 69-71]. Durch die hohe Festigkeit und niedrige Verformbarkeit von chirurgischem Edelstahl und Titan ist die Bruchgefahr dieser Materialien im Gegensatz zur PLLA oder PEEK als niedrig zu betrachten. Zur Lagekontrolle im Knochen oder bei klinischem Verdacht auf eine Ankerdislokation können Metallanker durch ihre hohe Strahlendichte effizienter nachgewiesen werden als resorbierbare oder Kunststoffanker [102]. Allerdings führen Titan und noch mehr Edelstahllanker zu erheblichen Artefakten in der MRT Bildgebung, was bei Verwendung von PGA, PLLA und PEEK weniger ausgeprägt der Fall ist.

Das synthetisch hergestellte bioresorbierbare PLLA (Poly-L-Milchsäure; engl. Poly-L-lactic acid), das mechanisch stabilere Enantiomer der Milchsäure, wird seit mehreren Jahrzehnten in verschiedenen Bereichen der Chirurgie verwendet z.B. als resorbierbares Nahtmaterial oder als Osteosynthesematerial [18, 53, 63-64, 91, 103]. Abhängig vom Herstellungsverfahren, Form und der Molekulargröße kann die Zugfestigkeit von PLLA zwischen 30MPa und 1000MPa und die Biegefestigkeit bis zu 300Mpa betragen [129]. Die Degradation von PLLA ist abhängig von der Molekulargröße und dem Milieu in vivo, und kann mehrere Jahre betragen [12, 32, 53, 115]. Suuronen et al z.B. konnten nach 5 Jahren eine Massenreduktion von 52%

($\pm 8\%$) SR-PLLA (self-reinforced PLLA), PLLA der mit einer zusätzlichen PLLA-Matrix verstärkt ist, in-vitro noch nachweisen [115]. Trotz der organischen Herkunft von PLLA, birgt es in seltenen Fällen z.B. die Gefahr der Osteolyse, Fremdkörper-Reaktion bis zur Arthritis [11-12, 113, 116, 125]. Nichtsdestotrotz hat PLLA in den letzten Jahren in der Schulterchirurgie eine zunehmende Verbreitung gefunden.

Das polyaromatische Polyetheretherketon / PEEK ist ein synthetisch hergestellter teilkristalliner Thermoplast. Thermoplasten besitzen die Eigenschaft, durch Temperaturerhöhung und Abkühlung sich plastisch in ihre schmelzflüssige bzw. in ihre feste Form beliebig oft reversibel zu verändern, sofern die thermische Zersetzungsgrenze nicht überschritten wird. Das PEEK-OPTIMA Polymer von der Fa. Invibio (Invibio Ltd., Lancashire, UK), der z.B. beim Kinsa RC verwendet wird, besitzt laut Herstellerangaben eine Zugfestigkeit von 100MPa und eine Biegefestigkeit von 170MPa. Mit einer zusätzlichen Verstärkung mit Carbonfaser, z.B. bei Endoprothesen kann PEEK eine Zugfestigkeit von $> 2000\text{MPa}$ erreichen [65]. Da es sich bei PEEK um ein inertes Material handelt, sind keine klinisch relevante Fremdkörperreaktionen, Zytotoxizitäten oder Genotoxizitäten beschrieben [60-61, 65]. Aktuell scheint PEEK als Ankermaterial zunehmend PLLA zu verdrängen, da es zu keinen Osteolysen führt. Immer mehr Anbieter erweitern ihr Ankerspektrum um PEEK Produkte. Jedoch fehlen bisher klinische und experimentelle Studien, die eine problemlose Revidierbarkeit des nicht resorbierbaren PEEK Materials belegen.

Einen Zusammenhang zwischen Ankermaterial und Primärstabilität ist schwierig herzustellen, da das Design und die Verankerungstechniken der jeweiligen Implantate sehr unterschiedlich sind. Im Gegensatz zu Barber et al konnte in unserer Studie kein Beweis erbracht werden, dass die Metallanker höhere maximale Ausreisskräfte erzielen als die Polymere [4, 6]. Unsere Ergebnisse legen nahe, dass das Ankerdesign hinsichtlich Verankerung im Knochen und Fadenmanagement einen wesentlich größeren Einfluss auf die Primärstabilität hat als das Ankermaterial.

4.7. Einfluss des Fadenmaterials

Das Fadenmaterial der getesteten knotenfreien Fadenankersysteme besteht hauptsächlich aus ultra-hochmolekulargewichtiges Polyäthylen (UHMWPE), ausgenommen der Orthocord, der zusätzlich mit dem resorbierbarem Polydioxanon (PDS) geflochten und mit Polyglactin 910, ein Copolymer aus 90% Caprolakton und 10% Glykolid, beschichtet ist. Obwohl fast alle Fäden aus UHMWPE bestehen, weisen die Fäden von Arthrex deutliche Designunterschiede auf. Die MagnumWire, ULTRABRAID und der Orthocord Faden entsprechen normalen geflochtenen Fäden, wohingegen der FiberTape und der FiberChain zusätzlich zu einem Band bzw. zu einer Kette aus FiberWire geflochten sind.

Das FiberTape soll durch seine breite Oberfläche das Sehngewebe bei der RM-Rekonstruktion schonen, indem es ein Einschneiden verhindert. Die Bandstruktur des Nahtmaterials bietet zudem eine größere Oberfläche, die zwischen dem PushLock Ankerkörper und der Spongiosa im vorgeschlagenen Bohrloch des Tuberculum majus press-fit verankert wird.

Der FiberChain Faden ist an einem Ende ein regulärer Faden und an dem anderen Ende zu einer Kette mit 10 Gliedern mit je 6mm Länge geflochten. Nach RM-Mobilisierung wird das freie Fadenende zunächst durch die Sehne und anschließend durch das letzte Kettenglied geführt. Das drittletzte freie Kettenglied proximal des Sehnenansatzes wird gegriffen, in das vorgeschlagene Loch eingeführt und anschließend der SwiveLock Anker mit dem Schraubmechanismus des Implantationsgerätes eingedreht. Wie bei dem PushLock System wird auch hier der Faden bzw. die Kettenglieder zwischen dem Ankerkörper und der Spongiosa kraftschlüssig fixiert.

Der MagnumWire Faden an sich verzeichnet bei Zugversuchen sehr hohe maximale Ausreisskräfte mit 303,1N (SD± 28,3N) [7]. Gekoppelt mit dem Opus Magnum 2 Ankersysteme kamen es jedoch zu einem vorzeitigen Durchrutschen des Fadens im Ankersystem bei einer durchschnittlichen maximalen Ausreisskraft von 138,8N. Ob der Versagensmechanismus mit den Oberflächeneigenschaften des MagnumWire Fadens in Zusammenhang gebracht werden kann, oder ob das Versagen

ausschließlich auf die Fadenhaltevorrichtung zurückzuführen ist, kann durch unsere Ergebnisse nicht sicher festgestellt werden.

Der ULTRABRAID (white) Faden erzielte eine mittlere maximale Ausreisskraft von 279,6N ($SD \pm 19,2N$) im Versuchsprotokoll von Barber et al, bzw. 244N ($SD \pm 3N$) im Protokoll von Wüst et al [7, 130]. Ähnlich wie bei dem Opus Magnum 2 System war beim Kinsa RC der Hauptversagensmechanismus Fadenausrisse bzw. das Durchrutschen des im Ankerkörper eingeschlossenen Fadens. Auch hier stellt sich die Frage, ob die Oberflächeneigenschaften des Fadens diesen Versagensmechanismus provozieren oder ob das Versagen im vorgefertigten Knoten liegt. Zahlreiche Studien zeigen hinsichtlich der Primärstabilität von Fäden unterschiedliche Werte abhängig von der Knotentechnik [16, 56, 110, 130]. Ähnlich wie beim Opus Magnum 2 wäre es empfehlenswert, den Anker mit ggf. anderen Fäden oder mit einer alternativen Verriegelungstechnik auszustatten, um letztendlich adäquate Schlüsse hinsichtlich der Primärstabilität daraus ziehen zu können.

Der Orthocord Faden im Versalok System ist der einzige Faden in diesem Studienprotokoll, der rupturiert ist. Die Ruptur ereignete sich ausschließlich an der Kante, an dem der Orthocord Faden zwischen dem Titankörper und der PEEK-Hülse geklemmt worden ist bei einer mittleren Fadenreißkraft von 200N ($SD \pm 37,8N$; $n=8$). Im Versuchsprotokoll von Barber et al erreichte der Orthocord Faden eine mittlere maximale Ausreisskraft von 197,9N ($SD \pm 19,4N$) [7]. Diese fast identischen maximalen Ausreisskräfte in beiden Versuchsprotokollen bekräftigt die Aussage, dass die Primärstabilität des Versalok Ankersystems direkt durch die Primärstabilität des Orthocord Fadens beeinflusst wird. Diese Beobachtung wirft die Frage auf, ob höhere maximale Ausreisskräfte erreicht werden könnten, wenn der Versalok Anker mit einem anderen Faden gekoppelt wäre.

4.8. Einfluss der Fadendehnung

Im Allgemeinen lässt sich die Materialfestigkeit an dem Spannungs-Dehnungs-Diagramm (SD-Diagramm) veranschaulichen. Auf der x-Achse ist die relative Längendehnung eines Materials, z.B. der Faden, auf die mechanische Zugspannung in der y-Achse (Zugkraft pro Querschnittsfläche) aufgetragen (**Abb. 44**).

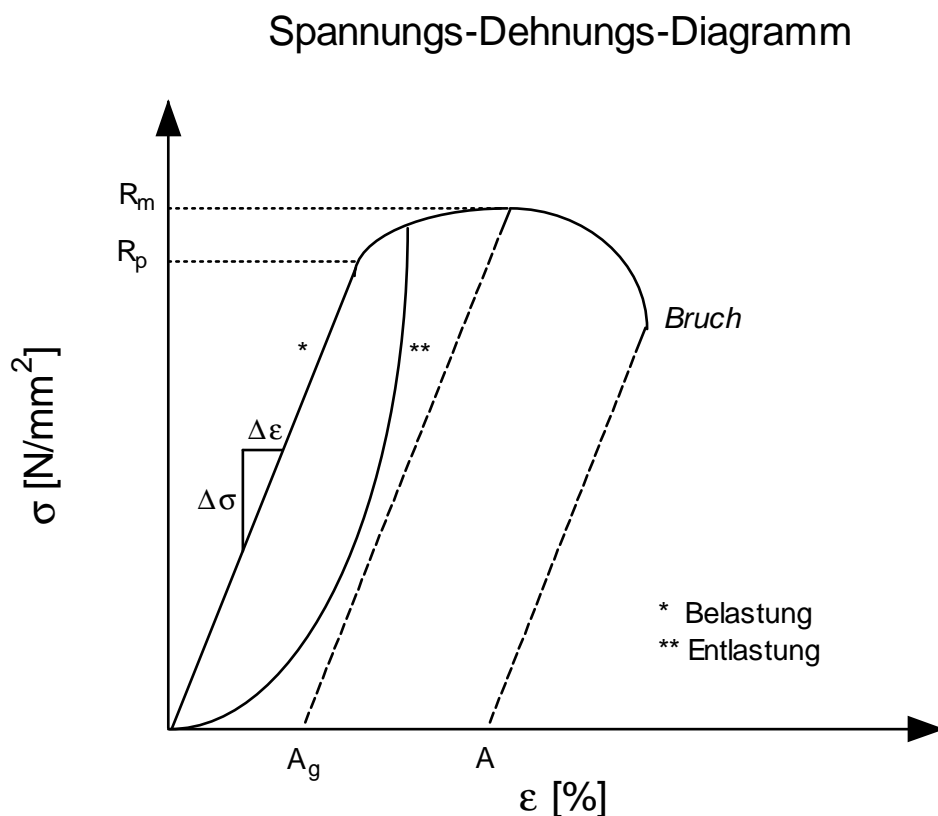


Abb. 44: Spannungs-Dehnungs-Diagramm zur Veranschaulichung der Materialfestigkeit.

Die Kurve im SD-Diagramm steigt zunächst in der Elastizitätsgrenze linear an und ab der plastischen Dehngrenze bzw. Fließgrenze (R_p), kommt es zusätzlich zu der reversiblen elastischen Dehnung, zu einer irreversiblen plastischen Dehnung des Fadens. Die lineare Steigung in der Elastizitätsgrenze bis zur Dehngrenze (R_p) ermöglicht die Berechnung der Steifigkeit bzw. den Elastizitätskoeffizienten (E) für das jeweilige Material nach dem Hooke'schen Gesetz: $E = \Delta\sigma / \Delta\epsilon$. Ab dem Punkt des Einschnürungsbeginns bzw. nach Erreichen der Zugfestigkeit (R_m) nimmt der Querschnitt des Materials kontinuierlich ab, bis Materialversagen bzw. ein Bruch

eintritt. Auf der x-Achse wird somit mit A_g , und A , die Gleichmaßdehnung bzw. die Bruchdehnung bezeichnet.

In diesem Studienprotokoll wurden alle Fäden der jeweiligen knotenfreien Ankersysteme mit einer 30mm langen Fadenschlaufe zwischen der Ankerimplantationstelle am Tuberculum majus und der Traverse der Universalprüfmaschine per Metallhaken befestigt. Während der zyklischen Belastung zwischen 20N Vorkraft und der submaximalen Kraftgrenze von 75N beim ersten Anzug wurde ein nicht definierbarer Anteil der Fadendehnung mit in die Berechnungen des Displacements integriert. Das knotenfreie Fadenanker-System ist als einheitlicher Gesamtkomplex zu betrachten und das Displacement daher als die Summe der Anker-/Fadendislokation der jeweiligen Ankersysteme und der Fadendehnung in einem nicht-definierbaren Verhältnis zu beschreiben. In diesem Gesamtkomplex ist die isolierte Bestimmung der Fadendehnung bzw. der Anker/Fadendislokation nicht möglich und daher kann aus dem Wert des Displacements die Länge der Fadendehnung nicht abgezogen werden. Nichtsdestotrotz sind die ermittelten Displacement-Werte als gültig zu akzeptieren, nicht nur, weil die Fadendehnung beim ersten Anzug zu vernachlässigen ist, sondern nach den Herstellerangaben für MagnumWire, ULTRABRAID und Orthocord mit 75N die maximale Zugkraft der jeweiligen Fäden deutlich unterschritten ist. Maximale Ausreisskräfte für FiberTape und FiberChain konnte nicht eruiert werden, lediglich für den isolierten FiberWire #5 konnte eine maximale Ausreisskraft von 482,7N ($SD \pm 22,9N$) recherchiert werden [7].

4.9. Zukunft der knotenfreien Fadenankersysteme

Es empfiehlt sich, zukünftige knotenfreie Fadenankersysteme mit einem Schraubmechanismus kortikal durch Kraftschluß oder subkortikal durch Formschluss zu verankern, um das von der Knochendichte abhängige Versagen zu meiden. Die Größe der Fadenanker ist ebenfalls so klein wie möglich zu halten, um die Architektur der Tubercula zu erhalten, damit bei potentiellen Revisionseingriffen genug subkortikaler und kortikaler Knochen für weitere Fadenanker zu Verfügung steht.

Das Versagen durch Fadenruptur oder Fadenausriss ist unter den postoperativen Komplikationen als der günstigere Versagensmechanismus zu betrachten. Im Vergleich zu Ankerdislokationen und der damit assoziierten Verletzungsgefahr für das benachbarte Gewebe wie z.B. Knorpel, Sehnen, Muskeln, etc. ist die Wahrscheinlichkeit, durch einen Faden einen Schaden anzurichten, als deutlich geringer anzusehen. Daher bietet sich das Fadenmaterial als „Sollbruchstelle“ im Anker-Faden-System an, um eine Ankerdislokation zu vermeiden. Nichtsdestotrotz sollte das Ankersystem mit einem Faden mit einer hohen Primärstabilität bestückt sein, um ein vorzeitiges Versagen zu vermeiden.

Die Fadenhaltevorrichtung spielt eine große Rolle bei knotenfreien Fadenankersystemen und wird ebenfalls von der trabekulären Knochendichte, vor allem bei den durch Kraftschluss fixierenden Fäden, beeinflusst. Hier ist das Design des Ankers und des Fadens bezüglich der Griffigkeit im trabekulären Knochen von enormer Wichtigkeit, um die höchstmögliche Primärstabilität zu gewährleisten. Hier scheinen Schraubanker einen günstigeren Einfluss auf die Primärstabilität zu besitzen als die press-fit Anker.

Die materialeigenen Charakteristika bieten viele Vor- und Nachteile, die bei der RM-Rekonstruktion zu berücksichtigen sind. Bei bioresorbierbarem PLLA besteht, wenn auch sehr selten, die Gefahr von Fremdkörperreaktionen und Osteolysen. Bei Folgeuntersuchungen mittels MRT sind Signalalterationen und störende Artefakte extrem gering und ermöglichen eine Beurteilung der RM-Rekonstruktion. Die hohe Strahlendichte der Edelstahl- und Titananker bietet den Vorteil, dass bei

Ankerdislokationen diese mittels Röntgen auch diagnostiziert und lokalisiert werden können, verursachen aber in der MRT teilweise massive Artefakte. Bei Revisionseingriffen könne diese Metallanker per Bildwandler gut dargestellt werden, aber die Entfernung kann sich erfahrungsgemäß schwierig gestalten, da ein Überbohren wie bei PLLA und PEEK kaum möglich ist. Die Primärfestigkeit von PEEK ist ebenfalls als hoch anzusehen und es besitzt radiologische Eigenschaften wie PLLA. Durch die Inertheit des PEEK sind aber Fremdkörperreaktionen und Osteolysen im Vergleich zu anderen Polymeren wie z.B. PLLA als nichtig zu betrachten. Eine Empfehlung zu dem Ankermaterial gestaltet sich als schwierig, da diese sehr unterschiedliche Eigenschaften besitzen. Die Primärstabilität der getesteten Fadenankersysteme scheint aber durch das Ankermaterial nicht beeinträchtigt zu sein.

Bei der arthroskopischen Versorgung der Rotatorenmanschette mit Fadenankern stehen dem Operateur die einreihige Single-Row oder die Double-Row-Technik zur Verfügung. In dieser Studie wurde ausschließlich die Primärstabilität der knotenfreien Fadenankersysteme im Tuberculum majus getestet ohne Berücksichtigung der Naht-Techniken, da das Faden-Sehnen Interface den schwächsten Punkt in der Rekonstruktion der Rotatorenmanschette darstellt und diese gezielt isoliert worden ist [62, 89, 107, 127].

Die getesteten knotenfreien Fadenankersysteme sind nach den jeweiligen Herstellerangaben alle zur Single-Row-Technik bei kleinen, nicht-retrahierten RM-Rupturen oder für die laterale Reihe bei größeren Rupturen bei der Double-Row-Technik indiziert. Arthrex z.B. empfiehlt das knotenfreie Ankersystem PushLock für die laterale Reihe in der Double-Row-Technik, da der PushLock die Gefahr des Displacement birgt und die Hauptlast auf der medialen Reihe liegt; für die mediale Reihe wird daher von Arthrex das SwiveLock System empfohlen. Es ist auch möglich, alleine mit dem SwiveLock System eine Double-Row Rekonstruktion durchzuführen.

Bei der Single-Row-Technik wird die Sehne mit den Fadenankern von ventral nach dorsal im Bereich des Tuberculum majus linear punktuell angebracht, wohingegen bei der Double-Row Technik versucht wird, die Ansatzfläche der Rotatorenmanschette am Tuberculum majus mit einer Fläche von circa 12x24mm, dem sogenannten „Footprint“, dreidimensional mit einer großen Fixationsfläche mit

einer medialen und lateralen Fadenankerreihe wiederherzustellen [35, 74, 86, 105]. Durch diese dreidimensionale Double-Row-Rekonstruktion der Rotatorenmanschette wird die Zugkraft großflächig auf das Tuberculum majus verteilt und dadurch ein Ungleichgewicht der Zugspannung reduziert und bei Bewegungen, z.B. bei der Abduktion, ist dadurch das artikulareseitige Klaffen medial der Rekonstruktion verhindert [23].

Die Double-Row-Technik ermöglicht eine bis zu 100%ige Rekonstruktion des nativen Supraspinatussehnen Footprints im Gegensatz zu der Single-Row-Technik, wo lediglich nur eine 46-53%ige Rekonstruktion möglich ist [19, 82]. Diese vollständige Rekonstruktion der Rotatorenmanschette erzielte in biomechanischen Testungen an humanen Präparaten, im Gegensatz zu der Single-Row-Technik, signifikant höhere maximale Ausreisskräfte und ein geringeres Displacement [30, 62, 77, 81, 111]. Trotz der biomechanisch höheren Primärstabilität der Double-Row-Technik konnte in klinischen Studien keine signifikante Überlegenheit gegenüber der Single-Row-Technik festgestellt werden [25-26, 38, 100]. Trantalis et al konnten zudem zeigen, dass eine mittels Double-Row-Technik versorgte Rotatorenmanschette zu muskelnahen Rupturen der Sehne medial der medialen Reihe führen kann [122]. Welche der beiden Techniken zur Versorgung der Rotatorenmanschette überlegen ist, wird sich in zukünftigen Studien zeigen.

5. Zusammenfassung

Die Hypothese, dass das erhöhte System Displacement ein klassentypischer Effekt der knotenfreien Fadenanker ist, konnte durch diese Studie nicht bestätigt werden. Diese Studie bestätigt aber die Hypothese, dass die Primärstabilität von knotenfreien Fadenankern von der trabekulären Knochendichte und der damit assoziierten Mikroarchitektur des Tuberculum majus abhängig ist.

Das Design der Anker, die damit verbundene Fixation im Knochen, die Fadenhaltevorrichtung und das Fadenmaterial sind von hoher Wichtigkeit. Dieses trifft vor allem auf die durch das Prinzip des Kraftschlusses trabekulär fixierenden Fadenankersysteme zu. Subkortikal verkeilende und kortikal durch ein Schraubgewinde fixierende Fadenanker sind designabhängig, durch die trabekuläre Knochendichte nur bedingt beeinträchtigt und ermöglichen höhere Ausreisskräfte. Dass das Ankermaterial die Primärstabilität beeinflusst, kann durch diese Studie nicht gezeigt werden.

Die zur RM-Rekonstruktion verfügbaren knotenfreien Fadenankersysteme zeigen unterschiedliche biomechanische Eigenschaften und repräsentieren designabhängig verschiedene Fixationsphilosophien. Abhängig von den klinischen Faktoren müssen die individuellen Eigenschaften der jeweiligen knotenfreien Fadenankersysteme genauestens beurteilt werden, um einen bestmöglichen Behandlungserfolg zu erzielen. Diese Studie zeigt, dass nicht alle kommerziell erhältlichen knotenfreien Fadenanker diesen Ansprüchen gerecht werden und dass eine intensive biomechanische Testung der zukünftigen knotenfreien Fadenankersysteme vor der klinischen Anwendung zwingend notwendig ist; die biomechanische Testung sollte in einem klinikähnlichen System und bevorzugt an humanen Humeri getestet werden, da tierische Knochenpräparate signifikante Unterschiede in der anatomischen Architektur zeigen und die Primärstabilität beeinflussen [96].

6. Literaturverzeichnis

1. T. Albrektsson, P.I. Branemark, H.A. Hansson und J. Lindstrom, *Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man*. Acta Orthopaedica Scandinavica, 1981. 52(2): p. 155-170.
2. E. Antonogiannakis, C. Karliftis, C. Yiannakopoulos und P. Labrinakos (2001) *Arthroscopic treatment of the acute and chronic anterior instability of the shoulder - Early results*. The Journal of the Hellenic Association of Orthopaedic and Traumatology 52.
3. F.A. Barber, S.M. Feder, S.S. Burkhart und J. Ahrens, *The relationship of suture anchor failure and bone density to proximal humerus location: a cadaveric study*. Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery, 1997. 13(3): p. 340-345.
4. F.A. Barber und M.A. Herbert, *Suture anchors--update 1999*. Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery, 1999. 15(7): p. 719-725.
5. F.A. Barber, M.A. Herbert, R.C. Beavis und F. Barrera Oro, *Suture anchor materials, eyelets, and designs: update 2008*. Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery, 2008. 24(8): p. 859-867.
6. F.A. Barber, M.A. Herbert und J.N. Click, *Internal fixation strength of suture anchors--update 1997*. Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery, 1997. 13(3): p. 355-362.
7. F.A. Barber, M.A. Herbert, D.A. Coons und M.H. Boothby, *Sutures and suture anchors--update 2006*. Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery, 2006. 22(10): p. 1063 e1061-1069.
8. F.A. Barber, M.A. Herbert und D.P. Richards, *Sutures and suture anchors: update 2003*. Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery, 2003. 19(9): p. 985-990.
9. J.E. Bateman, *The Diagnosis and Treatment of Ruptures of the Rotator Cuff*. Surgical Clinics of North America, 1963. 43: p. 1523-1530.
10. E. Baum und K. Peters, *Primäre Osteoporose - leitliniengerechte Diagnostik und Therapie*. Deutsches Ärzteblatt, 2008. 105(33): p. 573-582.
11. E.J. Bergsma, F.R. Rozema, R.R. Bos und W.C. de Bruijn, *Foreign body reactions to resorbable poly(L-lactide) bone plates and screws used for the fixation of unstable zygomatic fractures*. Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 1993. 51(6): p. 666-670.
12. J.E. Bergsma, W.C. de Bruijn, F.R. Rozema, R.R. Bos und G. Boering, *Late degradation tissue response to poly(L-lactide) bone plates and screws*. Biomaterials, 1995. 16(1): p. 25-31.
13. L. Bigliani, D. Morrison und E. April, *The morphology of the acromion and its relationship to rotator cuff tears*. Orthopaedic Transactions, 1986. 10: p. 216-228.
14. L.U. Bigliani, J.B. Ticker, E.L. Flatow, L.J. Soslowsky und V.C. Mow, *The relationship of acromial architecture to rotator cuff disease*. Clinical Sports Medicine, 1991. 10(4): p. 823-838.
15. J. Bishop, S. Klepps, I.K. Lo, J. Bird, J.N. Gladstone und E.L. Flatow, *Cuff integrity after arthroscopic versus open rotator cuff repair: a prospective study*. The Journal of Shoulder and Elbow Surgery, 2006. 15(3): p. 290-299.
16. L.J. Bisson, L.M. Manohar, R.D. Wilkins, J. Gurske-Deperio und M.T. Ehrensberger, *Influence of suture material on the biomechanical behavior of*

- suture-tendon specimens: a controlled study in bovine rotator cuff.* The American Journal of Sports Medicine, 2008. 36(5): p. 907-912.
17. K. Bohndorf, H. Imhof und W. Fischer, *Radiologische Diagnostik der Knochen und Gelenke.* 2006, Stuttgart - Deutschland: Thieme Verlag.
 18. R.R. Bos, F.R. Rozema, G. Boering, J.W. Leenslag, A.B. Verwey und A.J. Pennings, *Bioabsorbierbare Osteosynthese-Platten und -Schrauben aus Poly(L-lactid) zur Fixierung von Jochbeinfrakturen.* Deutsche Zeitschrift für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie, 1989. 13(6): p. 422-424.
 19. P.C. Brady, P. Arrigoni und S.S. Burkhart, *Evaluation of residual rotator cuff defects after in vivo single- versus double-row rotator cuff repairs.* Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery, 2006. 22(10): p. 1070-1075.
 20. B.S. Brown, A.D. Cooper, T.E. McIlff, V.H. Key und E.B. Toby, *Initial fixation and cyclic loading stability of knotless suture anchors for rotator cuff repair.* The Journal of Shoulder and Elbow Surgery, 2008. 17(2): p. 313-318.
 21. K. Buckup, *Klinische Tests an Knochen, Gelenken und Muskeln.* 2005, Stuttgart - Deutschland: Thieme Verlag.
 22. S.S. Burkhart, *The deadman theory of suture anchors: observations along a south Texas fence line.* Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery, 1995. 11(1): p. 119-123.
 23. S.S. Burkhart, J.L. Diaz Pagan, M.A. Wirth und K.A. Athanasiou, *Cyclic loading of anchor-based rotator cuff repairs: confirmation of the tension overload phenomenon and comparison of suture anchor fixation with transosseous fixation.* Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery, 1997. 13(6): p. 720-724.
 24. S.S. Burkhart, T.C. Johnson, M.A. Wirth und K.A. Athanasiou, *Cyclic loading of transosseous rotator cuff repairs: tension overload as a possible cause of failure.* Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery, 1997. 13(2): p. 172-176.
 25. R.T. Burks, J. Crim, N. Brown, B. Fink und P.E. Greis, *A prospective randomized clinical trial comparing arthroscopic single- and double-row rotator cuff repair: magnetic resonance imaging and early clinical evaluation.* The American Journal of Sports Medicine, 2009. 37(4): p. 674-682.
 26. C. Charousset, J. Grimberg, L.D. Duranthon, L. Bellaiche und D. Petrover, *Can a double-row anchorage technique improve tendon healing in arthroscopic rotator cuff repair?: A prospective, nonrandomized, comparative study of double-row and single-row anchorage techniques with computed tomographic arthrography tendon healing assessment.* The American Journal of Sports Medicine, 2007. 35(8): p. 1247-1253.
 27. J.C. Chow und Y. Gu, *Material reaction to suture anchor.* Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery, 2004. 20(3): p. 314-316.
 28. E. Codman, *Complete Rupture of Supraspinatus Tendon - Operative Treatment with Support of Two Successful Cases.* Boston Medical and Surgical Journal, 1911. 164: p. 708-710.
 29. E. Codman, *The Shoulder: Rupture of the supraspinatus tendon and other lesions in or about the subacromial bursa.* 1934, Boston-USA: Thomas Todd Co.
 30. B.J. Cole, N.S. ElAttrache und A. Anbari, *Arthroscopic rotator cuff repairs: an anatomic and biomechanical rationale for different suture-anchor repair configurations.* Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery, 2007. 23(6): p. 662-669.

31. D.V. Craft, J.B. Moseley, P.W. Cawley und P.C. Noble, *Fixation strength of rotator cuff repairs with suture anchors and the transosseous suture technique*. The Journal of Shoulder and Elbow Surgery, 1996. 5(1): p. 32-40.
32. A.U. Daniels, M.K. Chang und K.P. Andriano, *Mechanical properties of biodegradable polymers and composites proposed for internal fixation of bone*. Journal of Applied Biomaterials, 1990. 1(1): p. 57-78.
33. M. Deakin, D. Stubbs, W. Bruce, J. Goldberg, R.M. Gillies und W.R. Walsh, *Suture strength and angle of load application in a suture anchor eyelet*. Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery, 2005. 21(12): p. 1447-1451.
34. S.O. Dietz, P. Habermeyer und P. Magosch, *Stand in der Versorgung der Rotatorenmanschettenruptur*. Zentralblatt für Chirurgie, 2002. 127(3): p. 194-202.
35. J.R. Dugas, D.A. Campbell, R.F. Warren, B.H. Robie und P.J. Millett, *Anatomy and dimensions of rotator cuff insertions*. Journal of Shoulder and Elbow Surgery, 2002. 11(5): p. 498-503.
36. H. Ellman, *Diagnosis and treatment of incomplete rotator cuff tears*. Clinical Orthopaedics and Related Research, 1990(254): p. 64-74.
37. H. Ellman und G. Gartsman, *Treatment of partial-thickness rotator cuff tears: arthroscopic and mini-open*, in *Arthroscopic Shoulder Surgery and Related Procedures*, H. Ellman, G. Gartsman und T. Hengst, Editors. 1993, Lea & Febiger: Philadelphia - USA
38. F. Franceschi, L. Ruzzini, U.G. Longo, F.M. Martina, B.B. Zobel, N. Maffulli und V. Denaro, *Equivalent clinical results of arthroscopic single-row and double-row suture anchor repair for rotator cuff tears: a randomized controlled trial*. The American Journal of Sports Medicine, 2007. 35(8): p. 1254-1260.
39. A. Gächter und R. Meyer, *Schulterchirurgie in der Praxis*. 2000, Berlin-Deutschland: Springer Verlag.
40. G.M. Gartsman, *Arthroscopic rotator cuff repair*. Clinical Orthopaedics and Related Research, 2001(390): p. 95-106.
41. G.M. Gartsman, M. Khan und S.M. Hammerman, *Arthroscopic repair of full-thickness tears of the rotator cuff*. The Journal of Bone and Joint Surgery, 1998. 80(6): p. 832-840.
42. C. Gerber, A.G. Schneeberger, M. Beck und U. Schlegel, *Mechanical strength of repairs of the rotator cuff*. The Journal of Bone and Joint Surgery, 1994. 76(3): p. 371-380.
43. E.M. Goble, W.K. Somers, R. Clark und R.E. Olsen, *The development of suture anchors for use in soft tissue fixation to bone*. The American Journal of Sports Medicine, 1994. 22(2): p. 236-239.
44. F. Gohlke, *Biomechanik der Schulter*. Der Orthopäde, 2000. 29(10): p. 834-844.
45. F. Gohlke und A. Hedtmann, *Schulter*. Orthopädie und Orthopädische Chirurgie, ed. C. Wirth und L. Zichner. 2005, Stuttgart - Deutschland: Thieme Verlag.
46. V.K. Goradia, D.J. Mullen, H.R. Boucher, B.G. Parks und J.B. O'Donnell, *Cyclic loading of rotator cuff repairs: A comparison of bioabsorbable tacks with metal suture anchors and transosseous sutures*. Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery, 2001. 17(4): p. 360-364.
47. D. Goutallier, J.M. Postel, J. Bernageau, L. Lavau und M.C. Voisin, *Fatty muscle degeneration in cuff ruptures. Pre- and postoperative evaluation by CT scan*. Clinical Orthopaedics and Related Research, 1994(304): p. 78-83.

48. P. Habermeyer, *Schulterchirurgie*. 2002, München - Deutschland: Urban & Fischer bei Elsevier Verlag.
49. P. Habermeyer, L. Lehmann und S. Lichtenberg, *Rotatorenmanschetten-Ruptur: Diagnostik und Therapie*. Der Orthopäde, 2000. 29(3): p. 196-208.
50. P. Habermeyer, P. Magosch und S. Lichtenberg, *Classifications and Scores of the Shoulder*. 2006, Berlin - Deutschland: Springer Verlag.
51. B. Häussler, H. Gothe, S. Mangiapane, G. Glaeske, L. Pientka und D. Felsenberg, *Versorgung von Osteoporose-Patienten in Deutschland - Ergebnisse der Bone EVA-Studie*. . Deutsches Ärzteblatt, 2006. 39: p. 2542-2548.
52. A. Hedtmann und H. Fett, *Schultersonographie bei Subacromialsyndromen mit Erkrankungen und Verletzungen der Rotatorenmanschette*. Der Orthopäde, 1995. 24(6): p. 498-508.
53. W. Heidemann, J.H. Fischer, J. Koebke, C. Bussmann und K.L. Gerlach, *In-vivo Untersuchung zur Degradation von Poly-(D,L-)Laktid- und Poly-(L-Laktid-co-Glykolid)-Osteosynthesematerial*. Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie, 2003. 7(5): p. 283-288.
54. K. Heining-Biner, M. Müller und R. Hertel, *Diagnostik der Rotatorenmanschettenruptur: Korrelation des klinischen Befundes und der Magnetresonanztomographie mit dem intraoperativen Befund*. Zeitschrift für Orthopädie und Ihre Grenzgebiete, 2000. 138(6): p. 478-480.
55. J.P. Heneghan, P.N. Kirke, B.L. Murphy, E. Darcy, L. Daly, G.J. Bourke, E. Dinn und J. Masterson, *Evaluation of quantitative CT vertebral bone mineral density measurement and the Singh index in elderly females with hip fractures--a case control study*. The British Journal of Radiology, 1997. 70(837): p. 923-928.
56. O.A. Ilahi, S.A. Younas, D.M. Ho und P.C. Noble, *Security of knots tied with ethibond, fiberwire, orthocord, or ultrabraid*. The American Journal of Sports Medicine, 2008. 36(12): p. 2407-2414.
57. A. Imhoff und U. König, *Schulterinstabilität - Rotatorenmanschette. Arthroskopische und offene Operationstechniken bei Verletzungen des Sportlers, Endoprothetik*. 1999, Darmstadt-Deutschland: Steinkopff-Verlag.
58. J. Jerosch, A. Bader und G. Uhr, *Knochen - curasan Taschenatlas spezial*. 2002, Stuttgart - Deutschland: Thieme Verlag.
59. J. Jerosch und J. Heisel, *Schulterendoprothetik*. 2002, Darmstadt-Deutschland: Steinkopff-Verlag.
60. K.A. Jockisch, S.A. Brown, T.W. Bauer und K. Merritt, *Biological response to chopped-carbon-fiber-reinforced peek*. Journal of Biomedical Materials Research, 1992. 26(2): p. 133-146.
61. A. Katzer, H. Marquardt, J. Westendorf, J.V. Wening und G. von Foerster, *Polyetheretherketone--cytotoxicity and mutagenicity in vitro*. Biomaterials, 2002. 23(8): p. 1749-1759.
62. D.H. Kim, N.S. Elattrache, J.E. Tibone, B.J. Jun, S.N. DeLaMora, R.S. Kvitne und T.Q. Lee, *Biomechanical comparison of a single-row versus double-row suture anchor technique for rotator cuff repair*. The American Journal of Sports Medicine, 2006. 34(3): p. 407-414.
63. R. Kronenthal, *Biodegradable polymers in medicine and surgery*, in *Polymer Science and Technology*, R. Kronenthal, Z. Oser und E. Martin, Editors. 1975, Plenum Publishing: New York City - USA.
64. R.K. Kulkarni, K.C. Pani, C. Neuman und F. Leonard, *Poly(lactic acid) for surgical implants*. Archives of Surgery, 1966. 93(5): p. 839-843.

65. S.M. Kurtz und J.N. Devine, *PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants*. Biomaterials, 2007. 28(32): p. 4845-4869.
66. S. Lee, A. Mahar, K. Bynum und R. Pedowitz, *Biomechanical comparison of bioabsorbable sutureless screw anchor versus suture anchor fixation for rotator cuff repair*. Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery, 2005. 21(1): p. 43-47.
67. B.P. Leedle und M.D. Miller, *Pullout strength of knotless suture anchors*. Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery, 2005. 21(1): p. 81-85.
68. H.J. Levy, J.W. Uribe und L.G. Delaney, *Arthroscopic assisted rotator cuff repair: preliminary results*. Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery, 1990. 6(1): p. 55-60.
69. L. Linder, *Osseointegration of metallic implants. I. Light microscopy in the rabbit*. Acta Orthopaedica Scandinavica, 1989. 60(2): p. 129-134.
70. L. Linder, T. Albrektsson, P.I. Branemark, H.A. Hansson, B. Ivarsson, U. Jonsson und I. Lundstrom, *Electron microscopic analysis of the bone-titanium interface*. Acta Orthopaedica Scandinavica, 1983. 54(1): p. 45-52.
71. L. Linder, K. Obrant und G. Boivin, *Osseointegration of metallic implants. II. Transmission electron microscopy in the rabbit*. Acta Orthopaedica Scandinavica, 1989. 60(2): p. 135-139.
72. F.A. Liporace, C.M. Bono, S.A. Caruso, B. Weiner, K. Penny, A.J. Feldman, M.G. Grossman und T.R. Haer, *The mechanical effects of suture anchor insertion angle for rotator cuff repair*. Orthopedics, 2002. 25(4): p. 399-402.
73. I.K. Lo und S.S. Burkhart, *Current concepts in arthroscopic rotator cuff repair*. The American Journal of Sports Medicine, 2003. 31(2): p. 308-324.
74. I.K. Lo und S.S. Burkhart, *Double-row arthroscopic rotator cuff repair: re-establishing the footprint of the rotator cuff*. Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery, 2003. 19(9): p. 1035-1042.
75. M. Loew, P. Habermeyer, E. Wiedemann, M. Rickert und F. Gohlke, *Empfehlungen zu Diagnostik und Begutachtung der traumatischen Rotatorenmanschettenläsion*. Der Unfallchirurg, 2000. 103(5): p. 417-426.
76. C. Lüring, O. Diedrich, F. Köck, J. Grifka und M. Tingart, *Aktuelle operative Therapiestrategien der Rotatorenmanschettenruptur an deutschen Kliniken*. Der Orthopäde, 2007. 36: p. 810-816.
77. C.B. Ma, L. Comerford, J. Wilson und C.M. Puttlitz, *Biomechanical evaluation of arthroscopic rotator cuff repairs: double-row compared with single-row fixation*. The Journal of Bone and Joint Surgery, 2006. 88(2): p. 403-410.
78. A. Mahar, D.W. Allred, M. Wedemeyer, G. Abbi und R. Pedowitz, *A biomechanical and radiographic analysis of standard and intracortical suture anchors for arthroscopic rotator cuff repair*. Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery, 2006. 22(2): p. 130-135.
79. J. Mäurer, *Effiziente Schulterbildgebung*. 2002, Stuttgart - Deutschland: Thieme Verlag.
80. H.L. McLaughlin, *Lesions of the musculotendinous cuff of the shoulder. The exposure and treatment of tears with retraction*. 1944. Clinical Orthopaedics and Related Research, 1994(304): p. 3-9.
81. S.W. Meier und J.D. Meier, *The effect of double-row fixation on initial repair strength in rotator cuff repair: a biomechanical study*. Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery, 2006. 22(11): p. 1168-1173.

82. S.W. Meier und J.D. Meier, *Rotator cuff repair: the effect of double-row fixation on three-dimensional repair site*. Journal of Shoulder and Elbow Surgery, 2006. 15(6): p. 691-696.
83. D.C. Meyer, S.F. Fucentese, B. Koller und C. Gerber, *Association of osteopenia of the humeral head with full-thickness rotator cuff tears*. The Journal of Shoulder and Elbow Surgery, 2004. 13(3): p. 333-337.
84. D.C. Meyer, R.W. Nyffeler, S.F. Fucentese und C. Gerber, *Failure of suture material at suture anchor eyelets*. Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery, 2002. 18(9): p. 1013-1019.
85. C. Milgrom, M. Schaffler, S. Gilbert und M. van Holsbeeck, *Rotator-cuff changes in asymptomatic adults. The effect of age, hand dominance and gender*. The Journal of Bone and Joint Surgery (Br.), 1995. 77(2): p. 296-298.
86. H. Minagawa, E. Itoi, N. Konno, T. Kido, A. Sano, M. Urayama und K. Sato, *Humeral attachment of the supraspinatus and infraspinatus tendons: an anatomic study*. Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery, 1998. 14(3): p. 302-306.
87. C.S. Neer^{2nd}, *Anterior acromioplasty for the chronic impingement syndrome in the shoulder: a preliminary report*. The Journal of Bone and Joint Surgery, 1972. 54(1): p. 41-50.
88. C.S. Neer^{2nd}, *Impingement lesions*. Clinical Orthopaedics and Related Research, 1983(173): p. 70-77.
89. S.J. Nho, H. Yadav, M. Pensak, C.C. Dodson, C.R. Good und J.D. MacGillivray, *Biomechanical fixation in arthroscopic rotator cuff repair*. Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery, 2007. 23(1): p. 94-102, 102 e101.
90. E. Orwell und M. Blizotes, *Osteoporosis - Pathophysiology and Clinical Management*. Contemporary Endocrinology, ed. P. Conn. Vol. 1. 2002, Totowa: Humana Press. 636.
91. E.K. Partio, *Immobilisierung und Frühmobilisierung von Malleolarfrakturen nach Osteosynthese mit resorbierbaren Schrauben*. Unfallchirurgie, 1992. 18(5): p. 304-310.
92. D. Patte, *Classification of rotator cuff lesions*. Clinical Orthopaedics and Related Research, 1990(254): p. 81-86.
93. M.F. Pietschmann, V. Froehlich, A. Ficklscherer, B. Wegener, V. Jansson und P.E. Muller, *Biomechanical testing of a new knotless suture anchor compared with established anchors for rotator cuff repair*. Journal of Shoulder and Elbow Surgery, 2008. 17(4): p. 642-646.
94. M.F. Pietschmann, V. Fröhlich, A. Ficklscherer, M.F. Gülecyüz, B. Wegener, V. Jansson und P.E. Müller, *Suture anchor fixation strength in osteopenic versus non-osteopenic bone for rotator cuff repair*. Archives of orthopaedic and trauma surgery, 2009. 129(3): p. 373-379.
95. M.F. Pietschmann, V. Frohlich, A. Ficklscherer, J. Hausdorf, S. Utzschneider, V. Jansson und P.E. Muller, *Pullout strength of suture anchors in comparison with transosseous sutures for rotator cuff repair*. Knee Surgery, Sports Traumatology and Arthroscopy, 2008. 16(5): p. 504-510.
96. M.F. Pietschmann, A. Hölzer, C. Rösl, A. Scharpf, T. Niethammer, V. Jansson und P.E. Müller, *What humeri are suitable for comparative testing of suture anchors? An ultrastructural bone analysis and biomechanical study of ovine, bovine and human humeri and four different anchor types*. Journal of Biomechanics, 2010. 43(6): p. 1125-1130.

97. J. Pugh, W.L. Jaffe und F. Jaffe, *Corrosion failure in stainless steel implants*. Surgery, Gynecology & Obstetrics, 1975. 141(2): p. 199-202.
98. R. Putz und R. Pabst, *Sobotta Atlas der Anatomie des Menschen. Band 1 Kopf, Hals, Obere Extremität*, . 20. Auflage ed. 1993, München - Deutschland: Urban & Schwarzenberg.
99. J.B. Rathbun und I. Macnab, *The microvascular pattern of the rotator cuff*. The Journal of Bone and Joint Surgery (Br.), 1970. 52(3): p. 540-553.
100. D.J. Reardon und N. Maffulli, *Clinical evidence shows no difference between single- and double-row repair for rotator cuff tears*. Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery, 2007. 23(6): p. 670-673.
101. S.C. Reed, N. Glossop und D.J. Ogilvie-Harris, *Full-thickness rotator cuff tears. A biomechanical comparison of suture versus bone anchor techniques*. The American Journal of Sports Medicine, 1996. 24(1): p. 46-48.
102. M. Rickert, U. Witzel, R. Kolbel und H. Georgousis, *Über die Primärfestigkeit konventioneller und alternativer Nahttechniken der Rotatorenmanschette. Eine biomechanische Untersuchung*. Der Unfallchirurg, 2002. 105: p. 23-30.
103. P. Rokkanen, O. Bostman, S. Vainionpää, K. Vihtonen, P. Tormala, J. Laiho, J. Kilpikari und M. Tamminmäki, *Biodegradable implants in fracture fixation: early results of treatment of fractures of the ankle*. The Lancet, 1985. 1(8443): p. 1422-1424.
104. D.J. Rossouw, B.J. McElroy, A.A. Amis und R.J. Emery, *A biomechanical evaluation of suture anchors in repair of the rotator cuff*. The Journal of Bone and Joint Surgery (British Editorial), 1997. 79(3): p. 458-461.
105. C. Ruotolo, J.E. Fow und W.M. Nottage, *The supraspinatus footprint: an anatomic study of the supraspinatus insertion*. Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery, 2004. 20(3): p. 246-249.
106. H.-P. Scharf, A. Rüter, T. Pohlemann, I. Marzi, D. Kohn und K.-P. Günther, *Orthopädie und Unfallchirurgie*. 2008, München-Deutschland: Elsevier Verlag.
107. M.T. Scheibel und P. Habermeyer, *A modified Mason-Allen technique for rotator cuff repair using suture anchors*. Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery, 2003. 19(3): p. 330-333.
108. A.G. Schneeberger, A. von Roll, F. Kalberer, H.A. Jacob und C. Gerber, *Mechanical strength of arthroscopic rotator cuff repair techniques: an in vitro study*. The Journal of Bone and Joint Surgery, 2002. 84-A(12): p. 2152-2160.
109. D. Seltzer, C. Basamania und C.J. Rockwood, *Conservative management of rotator cuff tears*, in *Rotator cuff disorders*, W.J. Burkhead, Editor. 1996, Lippincott Williams & Wilkins: Philadelphia - USA.
110. M.R. Shah, E.J. Strauss, K. Kaplan, L. Jazrawi und J. Rosen, *Initial loop and knot security of arthroscopic knots using high-strength sutures*. Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery, 2007. 23(8): p. 884-888.
111. C.D. Smith, S. Alexander, A.M. Hill, P.E. Huijsmans, A.M. Bull, A.A. Amis, J.F. De Beer und A.L. Wallace, *A biomechanical comparison of single and double-row fixation in arthroscopic rotator cuff repair*. The Journal of Bone and Joint Surgery, 2006. 88(11): p. 2425-2431.
112. J. Smith, *Pathological Appearance of Seven Cases of Injury of the Shoulder-Joints with Remarks*. London Medical Gazette, 1834. 14: p. 280-285.
113. M. Spoliti, *Glenoid osteolysis after arthroscopic labrum repair with a bioabsorbable suture anchor*. Acta Orthopaedica Belgica, 2007. 73(1): p. 107-110.
114. B. Summer, U. Fink, R. Zeller, F. Rueff, S. Maier, G. Roeder und P. Thomas, *Patch test reactivity to a cobalt-chromium-molybdenum alloy and stainless*

- steel in metal-allergic patients in correlation to the metal ion release. Contact Dermatitis*, 2007. 57(1): p. 35-39.
115. R. Suuronen, T. Pohjonen, J. Hietanen und C. Lindqvist, *A 5-year in vitro and in vivo study of the biodegradation of polylactide plates*. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 1998. 56(5): p. 604-614; discussion 614-605.
 116. T. Takizawa, S. Akizuki, H. Horiuchi und Y. Yasukawa, *Foreign body gonitis caused by a broken poly-L-lactic acid screw*. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, 1998. 14(3): p. 329-330.
 117. J.C. Tauro, *Arthroscopic rotator cuff repair: analysis of technique and results at 2- and 3-year follow-up*. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, 1998. 14(1): p. 45-51.
 118. S. Tempelhof, S. Rupp und R. Seil, *Age-related prevalence of rotator cuff tears in asymptomatic shoulders*. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 1999. 8(4): p. 296-299.
 119. R. Thal, *A Knotless Suture Anchor: Technique for use in arthroscopic Bankart repair*. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, 2001. 17(2): p. 213-218.
 120. M.J. Tingart, M. Apreleva, J. Lehtinen, D. Zurakowski und J.J. Warner, *Anchor design and bone mineral density affect the pull-out strength of suture anchors in rotator cuff repair: which anchors are best to use in patients with low bone quality?* *The American Journal of Sports Medicine*, 2004. 32(6): p. 1466-1473.
 121. M.J. Tingart, M. Apreleva, D. Zurakowski und J.J. Warner, *Pullout strength of suture anchors used in rotator cuff repair*. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 2003. 85-A(11): p. 2190-2198.
 122. J.N. Trantalis, R.S. Boorman, K. Pletsch und I.K. Lo, *Medial rotator cuff failure after arthroscopic double-row rotator cuff repair*. *Arthroscopy*, 2008. 24(6): p. 727-731.
 123. H. Uhthoff, J. Löhr, I. Hammond und K. Sarkar, *Ätiologie und Pathogenese von Rupturen der Rotatorenmanschette*. *Hefte Unfallheilkunde*, 1986. 180: p. 3-9.
 124. H.K. Uhthoff und K. Sarkar, *Anatomie und Pathologie der Rotatorenmanschette*. *Der Orthopäde*, 1995. 24(6): p. 468-474.
 125. M. van der Elst, I. Kuiper, C.P. Klein, P. Patka und H.J. Haarman, *The burst phenomenon, an animal model simulating the long-term tissue response on PLLA interlocking nails*. *Journal of Biomedical Materials Research*, 1996. 30(2): p. 139-143.
 126. G. Walch, *Synthese sur l'épidémiologie et l'éthiologie des ruptures de la coiffe des rotateurs*. 1-4 April 1993, Journées Lyonnaises d'épaule. Kongreßband 256-266: Lyon.
 127. R.L. Waltrip, N. Zheng, J.R. Dugas und J.R. Andrews, *Rotator cuff repair. A biomechanical comparison of three techniques*. *The American Journal of Sports Medicine*, 2003. 31(4): p. 493-497.
 128. E. Wiedemann, P. Biberthaler und S. Hinterwimmer, *Anatomie und Einteilung der Rotatorenmanschettendefekte*. *Arthroskopie*, 2004. 17: p. 17-26.
 129. G. Wnek und G. Bowlin, *Encyclopedia of Biomaterials and Biomedical Engineering: L-Z*. 2004, New York City - USA: Marcel Dekker Inc.
 130. D.M. Wust, D.C. Meyer, P. Favre und C. Gerber, *Mechanical and handling properties of braided polyblend polyethylene sutures in comparison to braided polyester and monofilament polydioxanone sutures*. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, 2006. 22(11): p. 1146-1153.

131. K. Yamaguchi, *Mini-open rotator cuff repair: an updated perspective*. Instructional Course Lecture. The Journal of Bone and Joint Surgery, 2001. 50: p. 53-61.
132. K. Yamaguchi, W.N. Levine, G. Marra, L.M. Galatz, S. Klepps und E.L. Flatow, *Transitioning to arthroscopic rotator cuff repair: the pros and cons*. Instructional Course Lecture. The Journal of Bone and Joint Surgery, 2003. 52: p. 81-92.
133. M. Zumstein, H.A. Jacob und A.G. Schneeberger, *In vitro comparison of standard and Knotless metal suture anchors*. Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery, 2004. 20(5): p. 517-520.

7. Abkürzungsverzeichnis

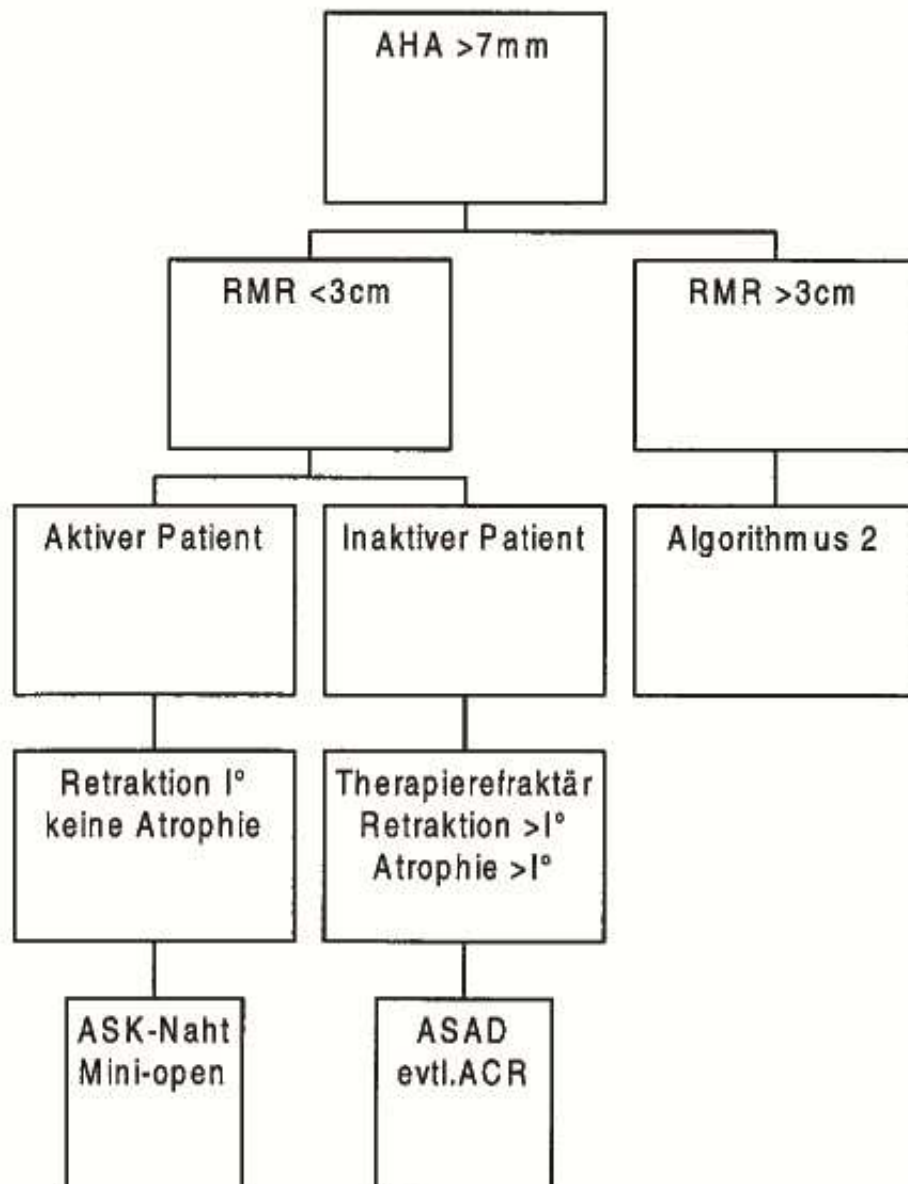
#	Ruptur, Fraktur bzw. Nummer
μ-CT	Mikro-Computertomographie
A	Bruchdehnung
A.	Arteria
a.p.	anterior-posterior
Abb.	Abbildung
AC	Acromioclavicular
ACG	Acromioclaviculargelenk
A _g	Gleichmaßdehnung
AHA	Acromiohumeraler Abstand
ant.	Anterior
ARAC	Arthroskopische Acromioclaviculargelenks-Resektion
ASAD	Arthroskopische subacromiale Dekompression
ASD	Arthroskopische subacromiale Dekompression
ASK	Arthroskopie bzw. arthroskopische
ASK-Naht	Arthroskopische Naht
BMD	Bone mineral density (Knochendichte)
bzw.	beziehungsweise
CA	California
ca.	circa
Ca ²⁺	Calcium
cm	Centimeter
Co.	Company
CT	Computertomographie
E	Elastizitätskoeffizient
engl.	Englisch
etc.	et cetera
FL	Florida
F _{max}	Maximale Ausreisskraft
HE	Hounsfield Einheiten
ISP	Musculus Infraspinatus
kN	Kilonewton

Lat. dorsi	Musculus latissimus dorsi
lat.	lateral
Lig.	Ligamentum
Ligg.	Ligamentae
LJ	Lebensjahr
M.	Musculus bzw. Morbus
MA	Massachusetts
med.	medial
mg Ca ²⁺ -HA/ml	Milligram Calcium ²⁺ -Hydroxylapatit pro milliliter
MHz	Megahertz
min.	Minuten
ml	Milliliter
mm	Millimeter
MPa	Megapascal
MRT	Magnetresonanztomographie
N	Newton
n	number (Anzahl)
N.	Nervus
NaCl	Natrium-Chlorid
NSAR	Nicht-steroidale Antirheumatika
NY	New York
OP	Operation
PDS	Polydioxanon
Pect. major	Musculus pectoralis major
PEEK	Polyetheretherketone (Polyetheretherketon)
PGA	Polyglycolic acid (Polyglykolsäure)
plc.	Public limited company
PLLA	Poly-L-lactic acid (Poly-L-Milchsäure)
Proc.	Processus
Q-CT	Quantitative Computertomographie
RC	Rotator cuff
RM	Rotatorenmanschette
R _m	Punkt des Einschnürungsbeginns
RMR	Rotatorenmanschettenruptur

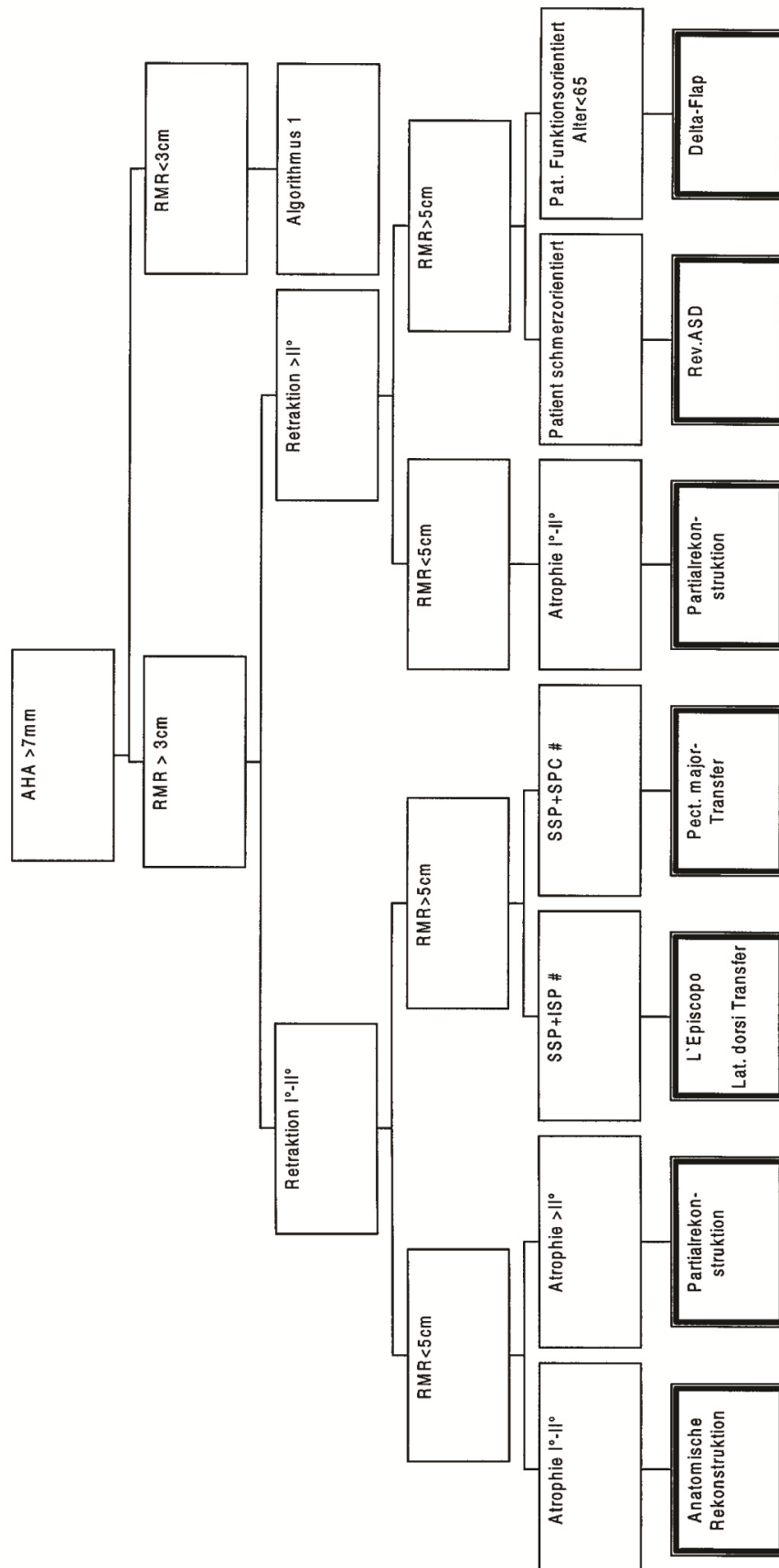
ROI	Region of Interest
R _p	plastische Dehngrenze
SD	Standard deviation (Standardabweichung)
SD-Diagramm	Spannungs-Dehnungs Diagramm
sek.	Sekunden
SR-PLLA	self-reinforced PLLA (selbst-verstärkte PLLA)
SSC	Musculus Subscapularis
SSP	Musculus Supraspinatus
Tab.	Tabelle
Tub. maj.	Tuberculum majus
TX	Texas
UHMWPE	Ultra high molecular weight polyethylene (Ultrahoch-molekulargewichtiges Polyäthylen)
UK	United Kingdom
US	United States
USA	United States of America
USP	United States Pharmacopeia (Fadenstärke-Einheit)
v.l.n.r	von links nach rechts
z.B.	zum Beispiel
Z.n.	Zustand nach

8. Anhang

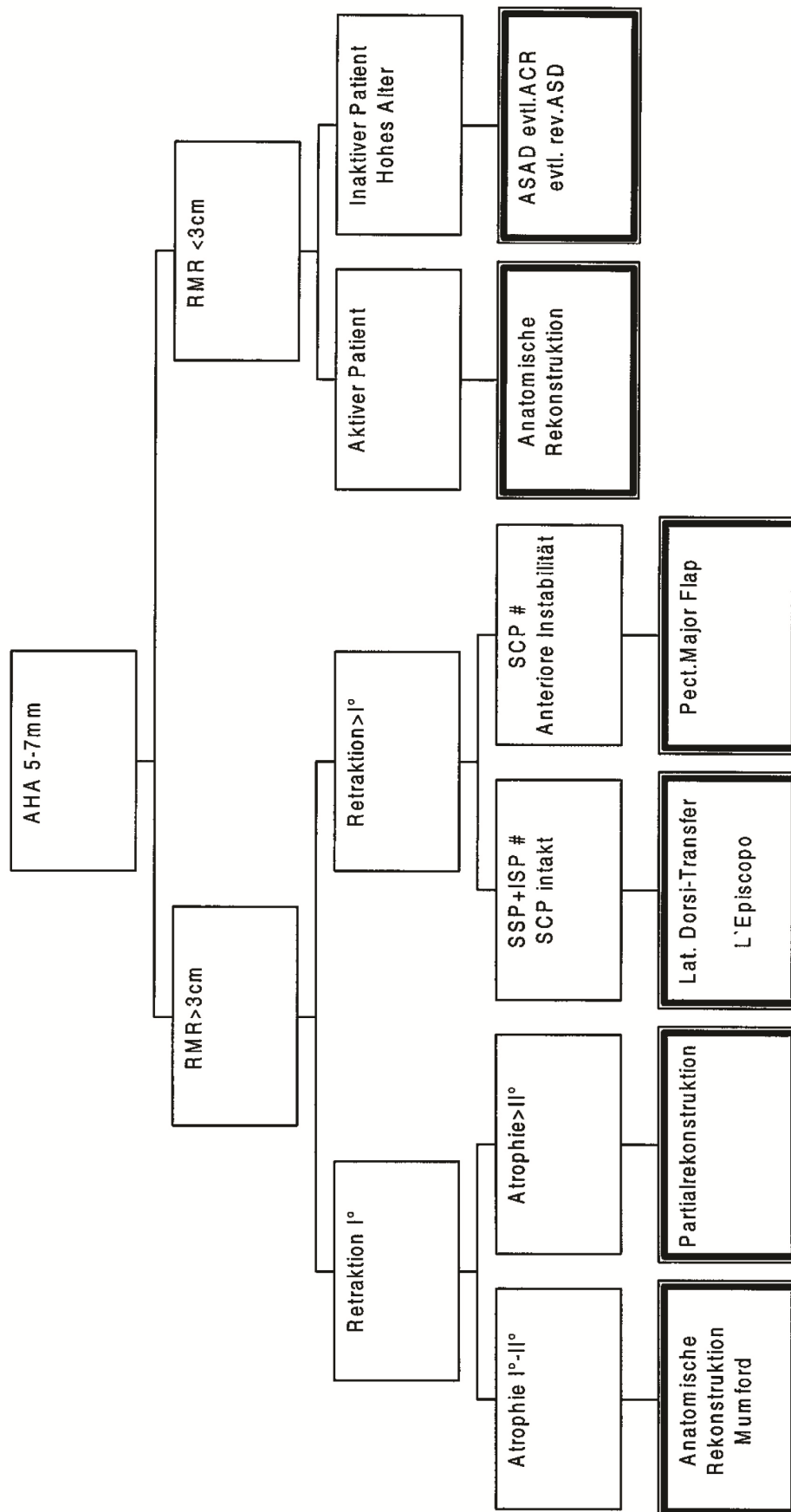
Algorithmus 1 nach Dietz et al, für RM-Rupturen mit einem acromiohumeralen Abstand von über 7mm und einer Rupturgröße von unter 3cm [34]:



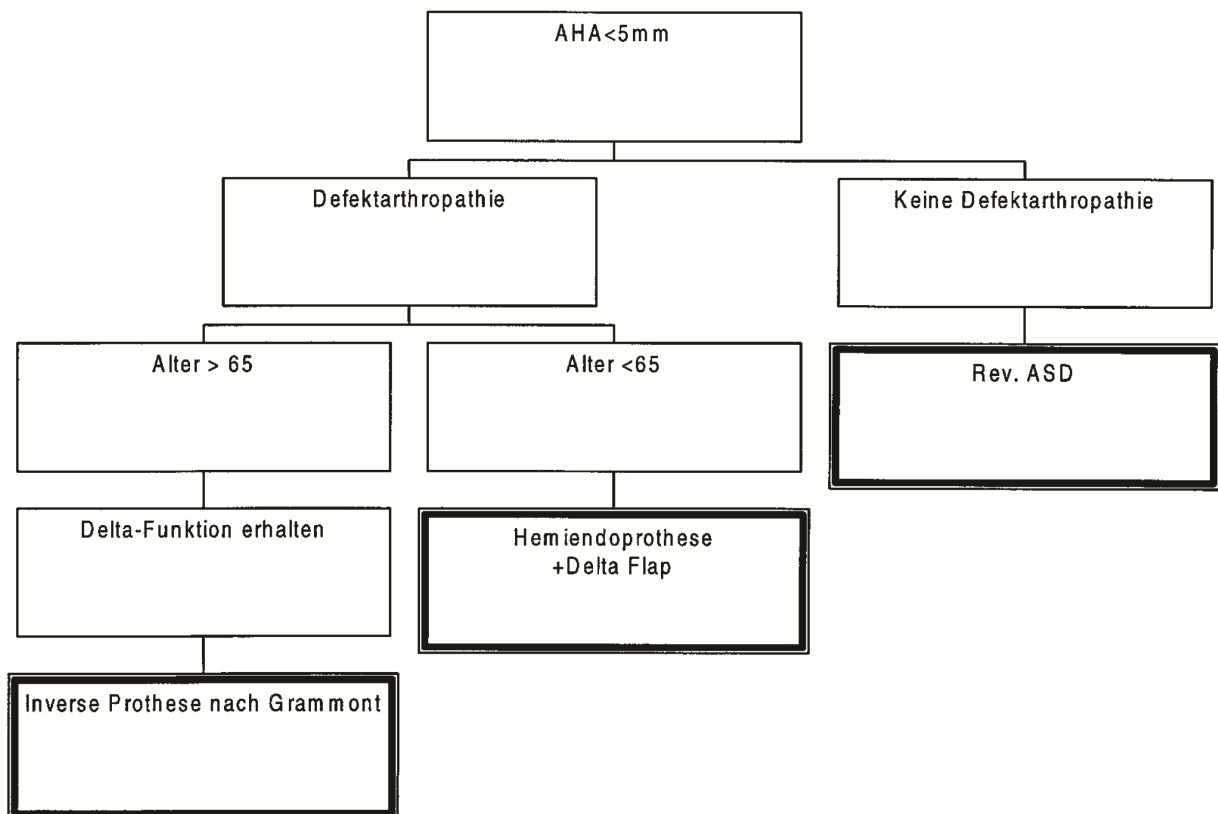
Algorithmus 2 nach Dietz et al, für RM-Rupturen mit einem acromiohumeralen Abstand von über 7mm und Rupturgröße von über 3cm [34]:



Algorithmus 3 nach Dietz et al für einen acromiohumeralen Abstand zwischen 5-7mm [34]:



Algorithmus 4 nach Dietz et al [34] für einen acromiohumeralen Abstand unter 3cm:



9. Danksagung

Als aller erstes bedanke ich mich herzlich bei Herrn Prof. Dr. med. Peter E. Müller für die Überlassung dieses Studienthemas, für die fachliche Kompetenz und vielfältige Unterstützung bei diesem Projekt.

Ein besonderer Dank gilt Herrn Priv. Doz. Dr. med. Matthias F. Pietschmann für die sehr freundliche, stets motivierende Betreuung, Diskussionsbereitschaft und tatkräftige Unterstützung während dieser Studie und selbstverständlich auch für die Publikation der Ergebnisse.

Herrn Prof. Dr. med. Dipl.- Ing. Volkmar Jansson danke ich für das Vertrauen in meiner Person und für die Motivation und Unterstützung in der Klinik und im Labor.

Herrn Prof. Dr. med. habil. Dr. –Ing. Wolfgang Plitz, Herrn Dr.-Ing. Andreas Hölzer, Herrn Dipl.-Ing. Christian Schröder und den Kollegen aus dem Labor für Biomechanik und Experimentelle Orthopädie des Klinikums Großhadern möchte ich für die Bereitstellung des Arbeitsplatzes und für die fachliche und technische Betreuung vor Ort danken.

Den Firmen Arthrex, ArthroCare, DePuy Mitek und Smith & Nephew möchte ich herzlich danken für die Bereitstellung der jeweiligen knotenfreien Fadenankersysteme und für die sachliche Betreuung.

Den größten Dank schulde ich meinen Eltern, Hayrettin und Fatma Güleçyüz, die mich stets gefördert und mir dieses Studium ermöglicht haben. Ein großer Dank geht an meine Geschwister, Feyza, Selva und Salih, die mich immer unterstützt haben.

Ein ganz besonderer Dank geht an meine Liebe, Esra Şahin, die mich stets bestärkt und aufgebaut hat.

Abschließend möchte ich mich bei allen Kollegen und Freunden für die vielen Anregungen und Ideen bedanken.